

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

# **Abrasionsbeständigkeit verschiedener CAD/CAM- Hochleistungskunststoffe bei künstlicher Alterung in einem Kausimulator**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
**Johannes Klaus Lothar Schmeißer**  
aus **Traunstein**

**2016**

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Universität München

Berichterstatlerin: PD Dr. rer. hum. biol. habil. Dipl. Ing. (FH)  
Bogna Stawarczyk, MSc

Mitberichterstatler: Prof. Dr. Dr. Franz-Xaver Reichl  
Prof. Dr. Heinz Kniha

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 22. 07. 2016

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	Tribologische Grundlagen.....	3
2.1.1	Adhäsion.....	4
2.1.2	Abrasion.....	5
2.1.3	Oberflächenzerrüttung („Fatigue“ ).....	6
2.1.4	Tribochemische Reaktionen .....	6
2.2	Verschleißmechanismen in der Zahnmedizin .....	7
2.3	Beurteilung von Verschleiß an Restaurationsmaterialien in vivo .....	8
2.4	Beurteilung von Verschleiß an Restaurationsmaterialien in vitro.....	11
2.4.1	In-vitro-Verschleißsimulation .....	11
2.4.2	In-vitro-Verschleißmessung (indirekte Messverfahren).....	14
2.5	Laserscanner .....	16
2.6	Härtemessungen .....	19
2.7	Die Entwicklung der CAD/CAM-Technik.....	21
2.8	CAD/CAM-Materialien.....	23
2.8.1	Kunststoffe.....	24
2.8.1.1	PMMA (Polymethylmethacrylat) .....	24
2.8.1.2	Komposit.....	26
2.8.1.3	weitere Kunststoffe (POM, PA, PEAK, Polyuretan).....	28
2.8.2	glasbasierte Keramik .....	28
2.8.3	Hybridkeramik.....	30
3	Ziel der Dissertation und Wirkung des Keramikanteils .....	32

4	Material und Methoden.....	33
4.1	Materialauswahl .....	33
4.2	Methoden.....	35
4.2.1	Herstellung der Materialkörper .....	35
4.2.2	Verschleißsimulation im Kausimulator .....	36
4.2.3	Oberflächenerfassung (Scan).....	40
4.2.4	Matchingverfahren.....	42
4.2.4.1	Matchingverfahren der Materialien .....	42
4.2.4.2	Matchingverfahren der Antagonisten .....	43
4.2.5	Härtemessung .....	45
4.2.6	Rasterelektronenmikroskop (REM).....	47
5	Statistische Auswertung der Ergebnisse .....	48
6	Ergebnisse .....	49
6.1	Globale Analyse der Materialverlustergebnisse.....	49
6.2	Ergebnisse aus der Kausimulation .....	53
6.2.1	Volumenverlust der Materialien .....	54
6.2.2	Volumenverlust der Antagonisten .....	56
6.2.3	Maximale Materialverlusttiefe der Werkstoffe .....	59
6.2.4	Maximale Materialverlusttiefe der Antagonisten .....	61
6.2.5	Summation der Volumenverluste von Werkstoff und Antagonist .....	63
6.3	Ergebnisse der Härtemessungen.....	63
6.3.1	Martenshärte .....	64
6.3.2	Eindringhärte .....	65
6.3.3	Eindringmodul .....	66
6.4	Rasterelektronenmikroskop.....	68

7	Diskussion.....	71
7.1	Werte der Volumenverluste.....	71
7.2	Werte der maximalen vertikalen Verlusttiefe .....	75
7.3	Härtemessung .....	79
7.4	Begrenzung durch Versuchsaufbau .....	81
7.5	Frakturen .....	84
7.6	Klinische Übertragbarkeit der Kausimulation.....	86
8	Schlussfolgerungen.....	88
9	Zusammenfassung .....	89
10	Literaturverzeichnis .....	91
11	Danksagung .....	98

## 1 Einleitung

Seit 1987 halten immer mehr CAD/CAM-gefertigte (computer-aided design / computer-aided manufacturing) Restaurationen in den zahnärztlichen Behandlungen Einzug. CAD/CAM-Materialien sind heute einer der sich am schnellsten entwickelnden Sektoren der dentalen Materialforschung [1]. Die für CAD/CAM verwendeten, industriell vorgefertigten und standardisierten Materialblöcke haben aus werkstoffkundlicher Sicht den großen Vorteil, dass durch individuelle Verarbeitungsfehler entstehende Inhomogenitäten, die die Materialzusammensetzung ungünstig beeinflussen können, vermieden werden [2]. Durch die gleichbleibende Materialqualität können kostengünstige und reproduzierbare Versorgungsergebnisse erzielt werden [3].

Ästhetisch hochwertige, zahnfarbene CAD/CAM-Versorgungen waren anfangs den Keramiken vorbehalten. Heute ist eine große Bandbreite verschiedener Materialien aus den Werkstoffgruppen der Keramiken und Kunststoffe für die CAD/CAM-Verarbeitung verfügbar [2, 4]. Aktuelle Keramiken gelten hinsichtlich ihrer Biokompatibilität, Härte und Abrasionsbeständigkeit sowie ihrer ästhetischen Eigenschaften als den Kunststoffen überlegen. Dafür sind die Herstellung und der Einsatz von Kunststoffen deutlich kostengünstiger als es die von Keramiken ist. Zudem bieten besonders Komposite den Vorteil, intraoral leichter repariert werden zu können [1, 3, 5].

Seit einigen Jahren entstehen zwischen den Keramiken und den Kompositen neue Hybridwerkstoffe, die die positiven Eigenschaften hinsichtlich Härte, Elastizitätsmodul, Frakturresistenz und Ästhetik etc. von Keramik- und Polymerwerkstoffen vereinen sollen.

Klinisch besonders relevant bei der Entscheidung für das geeignetste Restaurationsmaterial ist das Abrasionsverhalten eines Werkstoffes. Ein Optimum zwischen eigener

Abrasionsbeständigkeit, geringer Abrasivität zum Antagonisten und eine mit dem natürlichen Zahn vergleichbare Abrasion zu finden, bleibt eine der großen Herausforderungen der Materialforschung [6]. Bei starken Materialverlusten kann die Haltbarkeit einer Restauration eingeschränkt sein. Das Abrasionsverhalten des Materials hat direkte Auswirkungen auf den Antagonisten. Das Restaurationsmaterial kann durch einen Antagonisten stark abradieren werden, aber auch selbst einen Antagonisten stark abradieren [7, 8]. Die Feststellung des Abrasionsverhaltens gestaltet sich schwierig. In-vivo-Studien sind kostspielig und zeitaufwendig. Anatomische Besonderheiten können die Ergebnisse verfälschen [6]. Daher wird eine Simulation der Kauvorgänge in einem Kausimulator für die schnelle Vorhersage von Materialverlusten durch Abrasionsvorgänge vor dem klinischen Einsatz verwendet [9, 10].

Zur genaueren Analyse der physiomechanischen Eigenschaften der Materialien werden Messungen der Martenshärte, der Eindringhärte und des Eindringmoduls erstellt, die sich aus den Werten der Eindruckkraft und -tiefe in einem Versuchszyklus berechnen lassen [11].

In dieser Studie sollen die Abrasionseigenschaften von acht aktuellen, zahnfarbenen CAD/CAM-Restaurationsmaterialien mit unterschiedlichen Füllgehalten - eines ungefüllten und eines gefüllten PMMA-Kunststoffes, dreier Komposite unterschiedlicher Füllgehalte und zweier Keramiken sowie einer Hybridkeramik - in einem Kausimulator getestet werden, um weitere Erkenntnisse über deren Materialbeständigkeiten zu erzielen.

## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Tribologische Grundlagen**

„Tribologie ist die Wissenschaft und Technik von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung. Sie umfasst das Gesamtgebiet von Reibung und Verschleiß, einschließlich Schmierung, und schließt entsprechende Grenzflächenwechselwirkungen sowohl zwischen Festkörpern als auch zwischen Festkörpern und Flüssigkeiten oder Gasen ein.“ [12].

Das Wort Tribologie leitet sich dabei aus dem griechischen Wort „tribos“ (Reibung) ab und umfasst die Teilgebiete Reibung, Verschleiß und Schmierung [13].

Bis 1997 waren Begriffe der Tribologie nach den Deutschen Industrie-Normen 50281, 50320, 50322, 50323, 50324 definiert. Diese wurden aber wegen fehlender Überarbeitung zurückgezogen [14, 15].

Aus zahnmedizinischer Sicht ist Verschleiß (engl: wear) von großem Interesse. So können Verschleißprozesse an natürlichen Zähnen Hypersensibilitäten, ästhetische und funktionelle Probleme erzeugen [16]. Die Verschleißanfälligkeit des verwendeten Restaurationsmaterials kann die Langlebigkeit eines Zahnersatzes beeinflussen [17].

Ein tribologisches Verschleißsystem besteht allgemein aus einem Grundkörper und einem Gegenkörper, die sich in einer Relativbewegung zueinander befinden. Die Verschleißmechanismen beruhen dabei auf Wechselwirkungen zwischen den Körpern und/oder zwischen einem Zwischenstoff und/oder einem Umgebungsmedium (Abbildung 1). Gegenkörper und Umgebungsmedium können dabei ein festes, flüssiges oder gasförmiges Medium sein [12].



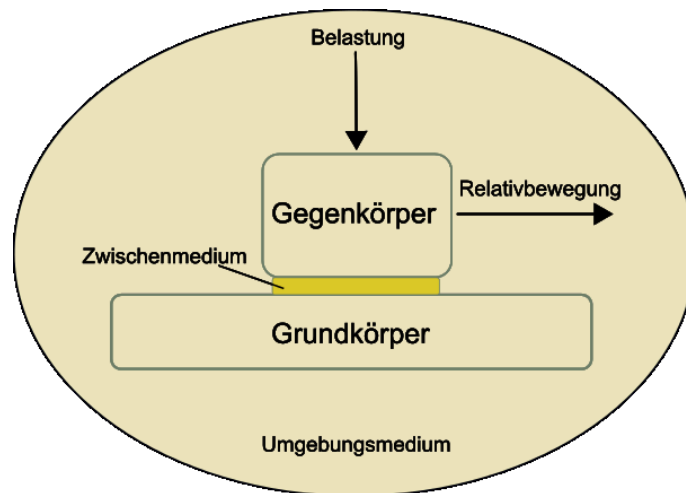


Abbildung 1: Tribologisches System - Schema der Gesellschaft für Tribologie [18]

Die **Verschleißart** umschreibt die **Bewegungsart** (Elementarbewegungsformen: Gleiten, Rollen, Stoßen und Strömen) sowie die beteiligten Materialien des tribologischen Systems [12, 13].

Werkstoffkundlich wird zusätzlich zwischen vier grundsätzlichen **Verschleißmechanismen** unterschieden, die die „energetischen und stofflichen Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Elementen des tribologischen Systems“ [13] beschreiben [12]:

- Adhäsion
- Abrasion
- Oberflächenzerrüttung (Ermüdung)
- Tribochemische Reaktion

### 2.1.1 Adhäsion

Adhäsion beruht auf dem Effekt, dass sich an Mikrorauigkeiten bei direktem Kontakt zwischen Grundkörper und Gegenkörper durch atomare Wechselwirkungen lokale Haftverbindungen bilden, die bei Relativbewegung wieder getrennt werden [13]. Die

Trennung erfolgt allerdings nicht immer an der Verbindungsstelle, sodass es zu Materialübertragungen kommen kann [19]. Die Verbindungen werden auch als „cold welds“ bezeichnet [19]. Das auf den Gegenkörper übertragene Material des Grundkörpers wird aufgrund der relativ schwachen Haftverbindungen leicht wieder abgerieben und bildet ein Materialreservoir für das Zwischenmedium [17].

### 2.1.2 Abrasion

Bei dem Vorgang der **Abrasion** dringt ein im Vergleich zum weichen Grundkörper härterer Gegenkörper in die Oberfläche des Grundkörpers ein und erzeugt bei einer Relativbewegung eine Furche [13]. Als furchendes Material können dabei auch harte Partikel des Zwischenmediums dienen [20]. Dieser Vorgang wird auch als „microcutting“ bezeichnet [10].

Es wird zwischen zwei Formen der Abrasion unterschieden [12, 17, 19]:

- **Zwei-Körper-Abrieb** („two-body wear“): wird durch direkten Kontakt mit dem Gegenkörper verursacht. Sind dabei Körper und Gegenkörper annähernd gleich hart oder brüchig, kommt es durch Abfrakturieren kleinster Materialbestandteile bei Relativbewegung zum Materialverlust. Ist der Gegenkörper härter als der Grundkörper, kommt es durch Abschaben oder Abchippen am weicheren Grundkörper zu Materialverlusten.
- **Drei-Körper-Abrieb** („three-body wear“): wird durch harte Partikel im Zwischenmedium erzeugt. Wird Druck über einen Gegenkörper auf ein Zwischenmedium ausgeübt, erzeugen abrasive Stoffe des Zwischenmediums (Debris) bei Relativbewegung durch Mikrospanen, -furchen und/oder -brechen Materialverluste.

Aus der Form der Oberflächenverletzung kann dabei auf den Abrasionsvorgang geschlossen werden. Viele scharfe Kanten deuten auf einen schneidenden oder spanenden Abtrag hin. Ein weiches Oberflächenprofil weist eher auf einen pflügenden Abtrag oder auf ein Abchippen von Material hin [17].

### **2.1.3 Oberflächenzerrüttung („Fatigue“)**

Infolge wechselnder mechanischer Belastungen des Grundkörpers kommt es zu einer Festigkeitsabnahme, Ermüdung oder Mikrorissbildung des Materials. Durch die Materialveränderungen können auch Absprengungen oder komplette Brüche entstehen, die einen erheblicheren Materialverlust darstellen [12, 13].

Die Hauptursache für Materialermüdung sind zyklische, reversible Belastungen. Es ist aber auch eine längere konstante Überbelastung als Ursache möglich [21].

Bei Relativbewegung wird auf die weichere Oberfläche Druck ausgeübt, der diese deformiert, und es kommt zur Rissbildung. Durch Rissakkumulation brechen anschließend Fragmente aus der Oberfläche. Die Risse können lange verborgen bleiben und durch langsames Risswachstum Materialbrüche erzeugen [17].

### **2.1.4 Tribochemische Reaktionen**

Tribochemische Reaktionen beschreiben keine direkte Interaktion von Grundkörper und Gegenkörper, sondern resultieren aus einer chemischen Reaktion des Umgebungsmediums mit dem Grundkörper [17]. Die sich bildende Reaktionsschicht weist eine sich vom Material des Grundkörpers unterscheidende Abtragsrate auf [12]. Aus diesem Grund sorgt eine

tribochemische Reaktion nicht selbst für einen Materialverlust, sondern schwächt lediglich die intramolekularen Bindungen und beschleunigt so den Verlust durch andere Verschleißmechanismen [19].

## 2.2 Verschleißmechanismen in der Zahnmedizin

Ausgehend von den vier grundlegenden Verschleißmechanismen hat sich in der Zahnmedizin eine weitere Unterteilung und Differenzierung bezüglich einzelner Materialverlustursachen ergeben.

Die einfachste Unterteilung umfasst 3 Kategorien [17, 22-24]:

- **Erosion:** pH-abhängiger, abakterieller chemischer Prozess, meist durch Säuren induzierte Zahnhartsubstanzverluste durch erosive Nahrungsmittel, Regurgitation oder Industrieprodukte
- **Attrition:** durch direkten Zahn-zu-Zahn-Kontakt erzeugter Verlust an Zahnhartsubstanz (als spezielle Form des Zwei-Körper-Abriebs)
- **Abrasion:** Zahnhartsubstanzverlust ohne Zahn-zu-Zahn-Kontakt. Durch abrasives Medium (zum Beispiel Zahnpasta) erzeugter Zahnhartsubstanzverlust (meist Form des Drei-Körper-Abriebs). Wird auch zur Beschreibung von Substanzverlusten ohne direkten Zahnkontakt verwendet.

Allerdings bereitet es in vivo immer wieder Probleme, die Verschleißvorgänge voneinander zu unterscheiden und exakt einer der drei Kategorien zuzuordnen [23].

Zusätzlich spielt intraoral eine große Menge weiterer Faktoren eine Rolle, die die Materialverluste beeinflussen kann [10, 25]. Bei jedem Menschen ergibt sich daraus ein sehr individuelles Verschleißrisiko (Tabelle 1).

**Tabelle 1: Intraorale Einflussfaktoren auf Abnützung, nach Dahl, B.L. et al. [10]**

Abnützungsfaktoren
<ul style="list-style-type: none"><li>• Eigenschaft des verwendeten Materials</li><li>• Bewegungsmechanismus</li><li>• Aufbissstärke</li><li>• Belastung und Dauer des Zahn-zu-Zahn-Kontakts</li><li>• Ernährung</li><li>• Speichelfluss</li><li>• Art der Verschleißmechanismen</li><li>• Temperatur</li></ul>

Daraus abgeleitet werden können verschiedene Prozesse wie der Demastikation, Attrition, Stauchungsfraktur, Abrosion und Abfraktion [24, 26]. Die Ermüdung von Füllungsmaterialien wird zudem in „bulk fracture“ (Verlust großer Teile), „surface pitting“ („Grübchenbildung“) und „chipping“ (Absplitterungen im Randbereich) unterteilt [26]. Dabei sind die Vorgänge des Materialverlustes an Zähnen mit denen an Restaurationsmaterialien vergleichbar [22].

## **2.3 Beurteilung von Verschleiß an Restaurationsmaterialien in vivo**

Da eine Unterscheidung nach einzelnen Verschleißmechanismen intraoral oft schwierig ist, werden zur Beurteilung des Ausmaßes von Verschleiß häufig die am Zahn sichtbaren Zeichen (z.B. Schliffacetten) herangezogen. Die standardisierten Kriterien werden dann allerdings subjektiv bewertet. Außerdem werden unter Umständen lange Zeiträume benötigt, um Veränderung der Zahnstrukturen erkennen zu können [17].

Die Verschleißbereiche des Zahns werden in drei Teile unterteilt [19]:

- Bereiche mit Okklusalkontakt (OCA - Occlusal Contact Areas)
- Bereiche ohne Okklusalkontakt (CFOA - Contact Free Occlusal Areas)
- Bereiche mit Approximalkontakt

Der „United States Public Health Service“ hat einen Kriterienkatalog (USPHS-System), auch als „Ryge Kriterien“ bezeichnet, erstellt, mit dem sich der In-vivo-Verschleiß von Restaurationsmaterialien in verschiedene Kategorien einteilen lässt. Besonderes Augenmerk gilt dabei dem Füllungsrand und dem Verlust der anatomischen Form [27]. Ziel des Katalogs sollten einheitliche Bewertungsrichtlinien für den Verschleiß von Füllungsmaterialien im Front- und Seitenzahnbereich (anterior und posterior) sein. Zunächst wurden die fünf Kriterien Farbpassung (colour match), Randverfärbungen (Cavosurface marginal discoloration), anatomische Form (anatomic form), Randadaption (marginal adaption) und Karies (caries) (Tabelle 2) mit den Einstufungen Alpha, Bravo, Charlie und Delta bewertet [28]. Die USPHS-Kriterien werden intraoral (direkt) erfasst.

**Tabelle 2: USPHS-System: Übersicht und Einteilung [28, 29]**

<b>Kriterien</b>	<b>Einstufung</b>
Farbpassung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alpha Kein Unterschied in Farbe, Schattierung oder Transparenz zwischen Zahn und Füllungsmaterial</li> <li>• Bravo Verfärbung im Rahmen normaler Zahnverfärbungen</li> <li>• Charlie Farbveränderung ist stärker als normale Zahnverfärbung</li> </ul>
Randverfärbungen	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alpha Keine Randverfärbungen im Bereich des Restaurationsrandes</li> <li>• Bravo Randverfärbung geht nicht Richtung Pulpa</li> <li>• Charlie Verfärbung hat sich Richtung Pulpa ausgebreitet</li> </ul>
Anatomische Form	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alpha Die Füllung ist nicht unterkonturiert</li> <li>• Bravo Dentin oder der Kavitätenboden ist nicht freiliegend</li> <li>• Charlie Dentin oder der Kavitätenboden ist freiliegend</li> </ul>
Randpassung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alpha Keine Spalte am Füllungsrand tastbar</li> <li>• Bravo Dentin liegt in der Spalte frei</li> <li>• Charlie Die Füllung kann nicht mobilisiert werden oder fehlt teils oder ganz</li> <li>• Delta Die Füllung kann mobilisiert werden oder fehlt teils oder ganz</li> </ul>
Karies	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alpha Keine Karies am Randspalt erkennbar</li> <li>• Bravo Karies am Randspalt erkennbar</li> </ul>

Metallische Restaurationen wurden mit H (Hotel) bewertet, wohingegen Farbpassung (colour match) und Randverfärbungen (Cavosurface marginal discoloration) nicht bewertet wurden.

Allerdings wurde dieses ursprüngliche USPHS-System kritisiert, dass es für frühen Verschleiß nicht ausreichend sensitiv sei, weil sich sichtbare Verschleißzeichen nicht ausreichend detektieren lassen. Ein einheitlicher Bewertungsmaßstab der einzelnen Beurteiler, um einen vergleichbaren Bewertungsmaßstab zu erreichen, fehlt. Richtlinien für „training and calibration“ sind nicht definiert [27].

Im Laufe der letzten 40 Jahre sind deshalb die ursprünglichen Kategorien bei vielen Studien zusätzlich angepasst und erweitert (z.B. Oberflächenbeschaffenheit, postoperative Sensibilitäten, Approximalkontakte, Okklusalkontakte, Frakturen usw.) oder für die Bewertung der Behandlungsqualität adaptiert worden. Da nicht immer dieselben Definitionen verwendet wurden, ist die Vergleichbarkeit zwischen einzelnen Studien, die solche „modifizierten USPHS-Guidelines“ verwenden, erschwert [30].

Neben der direkten Beurteilungsmethode, gibt es indirekte, nicht-instrumentelle Methoden. Bei diesen werden mit Hilfe von Abformungen oder Teilabformungen Gipsmodelle erstellt und diese dann beurteilt. Zu den indirekten, nicht-instrumentellen Methoden gehören zum Beispiel die Leinfelder-Methode, die M-L Scala (Moffa-Lugassy) oder die Vivadent Scala [26, 31-33].

Zu den instrumentengestützten klinischen Evaluationsmethoden gehören unter anderem die Fotografie, die Elektromikroskopie [34], die Reflex-Mikroskopie [35] und die Erstellung von 3D-Abbildern [25]. Diese Arten der Verlustmessungen funktionieren nur unter der Voraussetzung, dass eine exakte Abformung der intraoralen Situation oder ein digitales Abbild durch einen Scanner erzeugt werden kann.

In-vivo-Verschleißuntersuchungen haben den großen Nachteil, kostenintensiv und vom ausgewählten Patientenstamm und dem behandelnden Zahnarzt/Untersucher abhängig zu

sein. Zudem benötigt eine In-vivo-Verschleißbeurteilung erhebliche Zeiträume, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten [24, 36]. Die Unsicherheiten der ablaufenden Prozesse können durch eine In-vitro-Simulation des Kauprozesses - außerhalb des Körpers und unter standardisierten Laborbedingungen – erheblich reduziert werden.

## **2.4 Beurteilung von Verschleiß an Restaurationsmaterialien in vitro**

In-vitro-Verschleißuntersuchungen bieten den Vorteil, einzelne Ursachen, die den Verschleiß beeinflussen, gezielt simulieren zu können [24]. Ferracane stellt in Bezug auf Kompositrestaurationen fest, dass eine Messung der In-vitro-Verschleißigenschaften und deren Quantifizierung trotz verbesserter Materialeigenschaften nach wie vor eine wichtige Rolle spielen [37].

Messergebnisse einer Verschleißsimulation sind von zwei Systemen abhängig: vom Gerät zur Simulation des Verschleißes (auch als „Kausimulator“ bezeichnet) und dem Gerät zur Quantifizierung der Materialverluste [38]. Seit 2001 gibt es zudem einen technischen Leitfaden durch die „International Organization for Standardization“ (ISO) zur Simulation von Verschleiß durch Zahnbürsten (ISO/TR 14569-1:2007) und durch Zwei- bzw. Drei-Körper-Abrieb (ISO/TS 14569-2:2001).

### **2.4.1 In-vitro-Verschleißsimulation**

Die Verschleißsimulatoren können in drei Gruppen unterteilt werden (zusammengefasst aus Übersichten von Lee et al. [24], Zhou et al. [25], Heintze [38], Lambrechts et al. [19]):



- Zahnbürstensimulatoren („toothbrush machine“) (Tabelle 3)

Tabelle 3: Übersicht über Zahnbürstensimulatoren

Typ	Varianten	Einflussfaktoren
Zahnbürstensimulator	Verschiedene Simulatoren zusammengesetzt aus: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Zahnbürsten</li> <li>• Programmiereinheit</li> <li>• verschiedene Zahnputztechniken</li> <li>• Unterschiedliche Medien (z.B. trocken, nass; Zahnpasta oder andere abrasive Medien)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bürstendesign</li> <li>• Bürstenbewegungen</li> <li>• Bürstendruck</li> <li>• Abrasivität der Zahnpasta (REA/RDA)</li> </ul>

- Zwei-Körper-Verschleiß-Simulatoren („two-body wear“) (Tabelle 4)

dienen der Simulation von direkten Zahn-zu-Zahn-Kontakten ohne Beachtung des Kauvorgangs mit Nahrungspartikeln

Tabelle 4: Übersicht über Zwei-Körper-Verschleiß-Simulatoren

Typ	Varianten	Einflussfaktoren
Zwei-Körper-Verschleiß	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kapsel-Compulen-Konzept</li> <li>• Zwei-Körper- Abrasion mit Einzelgleitdurchgang</li> <li>• Zwei-Körper-Verschleiß mit rotierendem Antagonisten</li> <li>• Taber Abraser</li> <li>• Zweikörper-Gleitverschleißmaschine</li> <li>• Pin-on-disk Tribometer</li> <li>• Abrasive Scheiben</li> <li>• Oszillierender Verschleißtest</li> <li>• modifizierte Zwei-Körper-Polierer</li> <li>• Scheuertest – Oszillierender Friktions- und Verschleiß-Testring, MTM Leuven</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Druck</li> <li>• Frequenz</li> <li>• Zyklenzahl</li> <li>• Verschiebung</li> <li>• Schmierstoff</li> <li>• Materialhärte</li> <li>• Poissonzahl</li> <li>• Verwendeter Gegenkörper</li> <li>• Haftungskoeffizient</li> <li>etc.</li> </ul>

- Drei-Körper-Verschleiß-Simulatoren („three body wear“) (Tabelle 5)

dienen der Simulation des Kauvorgangs mit Nahrungsmitteln (z.B. durch Verwendung von abrasiven Zwischenstoffen wie Kunststoffen oder Weizenkleie)

**Tabelle 5: Übersicht über Drei-Körper-Verschleiß-Simulatoren**

Typ	Variante	Variablen
Drei-Körper-Verschleiß	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ACTA Verschleißmaschine</li> <li>• Oregon Health Sciences University Kausimulator</li> <li>• University of Alabama Verschleißsimulator (four-station Leinfelder-type three-body wear device)</li> <li>• CoCoM: Zurich computer-controlled masticator</li> <li>• Biomat Verschleißsimulator</li> <li>• Minnesota: MTS Verschleißsimulator</li> <li>• Willytec München und Muc3</li> <li>• Regensburger Kausimulator</li> <li>• Enduratec Electroforce 3300</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Art des Antagonisten und Agonisten (Material, Größe, Form...)</li> <li>• Druck</li> <li>• Größe des Kontaktbereiches</li> <li>• Länge der Kontaktzeit</li> <li>• Zyklenzahl</li> <li>• Frequenz</li> <li>• Geschwindigkeit und Länge der Relativbewegung</li> <li>• Fallhöhe des Antagonisten</li> <li>• Umgebungstemperatur</li> <li>• Verwendeter Schmierstoff</li> <li>• Debris</li> <li>• Homogenität des Testmaterials</li> <li>• Hygroskopisches Verhalten</li> <li>• pH-Wert</li> <li>• Enzymeigenschaften</li> </ul>

Zwei- und Dreikörper-Verschleiß-Simulatoren können je nach Spezifikation unterschiedlich präzise die Kauvorgänge simulieren und werden der Einfachheit halber allgemein als „Kausimulatoren“ bezeichnet. Neben Abrasionsprozessen können auch Frakturanfälligkeit [39], Ermüdungsprozesse (z.B. an Brückenkonnektoren) oder Risswachstum (z.B. in Keramiken) getestet werden [38].

Um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, müssen die Simulatoren bezüglich der einstellbaren Parameter (v.a. Kraft und Frequenz) sehr präzise sein. Zudem müssen die Komponenten des Simulators langlebig und robust und dadurch wenig wartungsintensiv sein [38].

Die Komplexität des physiologischen Kauvorgangs lässt dabei einen großen Spielraum an Einstellungsmöglichkeiten der Simulationsparameter zu (siehe die Tabellen 3-5).

Entscheidenden Einfluss auf den Materialabtrag haben die Antriebselemente (Tabelle 6) des Kausimulators und der Mechanismus der Krafterzeugung. Werden alle Testparameter angeglichen und nur das Antriebselement unterscheidet sich, werden unterschiedliche Materialverluste gemessen [38].

**Tabelle 6: Mechanismen der Krafterzeugung, aus Heintze, S.D. [38]**

<b>Drei-Körper-Verschleiß-Simulator</b>	<b>Mechanismus zur Krafterzeugung</b>
ACTA Verschleißmaschine	Gewichte
Oregon Health Sciences University Kausimulator	Elektromagnetisch
University of Alabama Verschleißsimulator (four-station Leinfelder-type three-body wear device)	Antriebsfeder
CoCoM: Zurich computer-controlled masticator	Elektromagnetisch
Biomat Verschleißsimulator	Gewichte
Minnesota: MTS Verschleißsimulator	Hydraulisch
Willytec München und Muc3	Gewichte
Regensburger Kausimulator	Elektrostatisch, Piezoelektronisch, Pneumatisch
Enduratec Electroforce 3300	Magnetmotor

## **2.4.2 In-vitro-Verschleißmessung (indirekte Messverfahren)**

Die Ermittlung von Substanzverlusten folgt dem Prinzip, die Oberfläche vor und nach der Verschleißsimulation zu erfassen und anschließend zu vergleichen. Eine sich daraus ergebende Oberflächendifferenz kann dann als Substanzverlust oder Substanzauftrag interpretiert werden. Der große Vorteil einer objektiven Oberflächenvermessung ist, dass sie

nicht von klinischen Erfahrungen beeinflusst werden kann (wie zum Beispiel bei den USPHS-Kriterien) und zudem quantitativ vergleichbare Resultate erzielt werden [40].

Eine große Anzahl unterschiedlicher Methoden und Geräte sind für die Oberflächenerfassung und Berechnung von Substanzabweichungen entwickelt und beschrieben worden [40, 41]. Es wird zwischen zweidimensionalen bzw. dreidimensionalen und zwischen direkten (mit Berührung der zu erfassenden Oberfläche) bzw. indirekten (ohne Berührung der Oberfläche, kontaktfrei) Erfassungsmethoden unterschieden (Tabelle 7).

**Tabelle 7: Techniken der Oberflächenerfassungen nach dem Dimensionsgrad, zusammengefasst aus Aufzählungen von Jovanovski et al. [40], Bayne et. al. [32], Teuffel [42], Field et al. [43]**

Dimensionsgrad		Art der Oberflächenerfassung
zweidimensional		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Abschnittsmessung (Silikon Replika)</li> <li>• Diamantnadelprofilometrie („stylus profilometry“)</li> </ul>
dreidimensional:	direkt	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nanoindentierung („Nanoindentation“)</li> <li>• Diamantnadelprofilometrie („stylus profilometry“)</li> </ul>
	indirekt	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Stereofotogrammetrie („stereophotogrammetry“)</li> <li>• Stereomikroskopie („stereomicroscopy“)</li> <li>• Digitalmikroskopie („CCD microscopy“)</li> <li>• Reflexmikroskopie („reflexmicroscopy“)</li> <li>• Polarisationslichtmikroskopie („polarised light microscopy, PLM“)</li> <li>• Weißlichtinterferometrie („white light interferometry, WLI“)</li> <li>• Laserinterferometrie („laserinterferometry“)</li> <li>• Rasterelektronenmikroskopie („Scanning Electron Microscope“, SEM)</li> <li>• Mikrotomographie („microtomography“)</li> <li>• Konfokales Laser-Scanning-Mikroskop („Confocal scanning laser microscopy“, CSLM)</li> <li>• Infrarotkamera („infrared-camera“)</li> <li>• quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz („quantitative light-induced fluorescence“, QLF)</li> <li>• Laserinduzierte Fluoreszenz („laser-induced fluorescence“, LIF)</li> <li>• Rasterkraftmikroskop („atomic force microscopy“)</li> <li>• Optische Kohärenztomografie („optical coherence tomography“, OCT)</li> <li>• Morié-Verfahren (Topographie)</li> </ul>
sonst		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gravimetrie (Volumenbestimmung von Ausgüssen)</li> </ul>

Eine zweidimensionale Verlustmessung kann nur dann exakt durchgeführt werden, wenn die Punkte oder Linien vor und nach einer Verschleißsimulation exakt bestimmt werden können. Gerade bei kaum sichtbaren Materialverlusten ist es nur schwer möglich, die exakte Wiederholung der Messung zu gewährleisten. Damit ist die Messung von persönlichen Beurteilungskriterien abhängig. Hinzu kommt, dass wenige, nebeneinanderliegende 2D-Messprofile keine Aussagekraft über den gesamten Materialverlust haben [44].

Die zufriedenstellendsten Ergebnisse werden durch koordinatenachsenbasierte Vermessungseinheiten (Dreikoordinatenmesssystem) (CMMs, „Coordinate measurement machines“) erzielt [40]. Dabei wird ein Datensatz der abgetasteten Punkte erstellt. Die Lage jeden Punktes ist durch die Erfassung der x-, y-, z-Koordinaten exakt definiert [45].

Nach Jovanovski et al. [40] ergibt sich bei allen koordinatenachsenbasierten Vermessungseinheiten ein Prinzip des dreischrittigen Vorgehens:

1. Erstellung eines für die Studie spezifischen Modells
2. Ermittlung eines Koordinatendatensatzes der Modelloberfläche
3. Analyse der Datensätze und Errechnung quantifizierbarer Ergebnisse

## **2.5 Laserscanner**

Da in dieser Arbeit der Laserscanner „3D Pro“ (Firma Willytec (SD Mechatronik), München, Deutschland) zum Einsatz gekommen ist, soll dessen Funktionsweise genauer beleuchtet werden.

Anfang der 90er Jahre wurde mit der Entwicklung eines triangulationsgestützten Systems zur Oberflächenvermessung begonnen [46]. Die Entwicklungshistorie des Systems ist bei Kunzelmann [26] dargelegt. Ziel der Verwendung der Lasertriangulation war es, eine schnelle

3D-sensorgestützte Profilerfassung zu entwickeln, die durch hohe Geschwindigkeit eine kurze Messzeit ermöglicht und zudem einen großen, veränderbaren Messbereich bietet [47].

Das Prinzip des Lasersensors wird von Mehl et al. [47] beschrieben: „Der Spot einer Halbleiter-Laserdiode (670nm) wird über eine spezielle Linienoptik in eine Lichtlinie umgewandelt, die auf die zu vermessende Objektoberfläche projiziert wird. [...] Das resultierende Profil wird unter dem Triangulationswinkel [...] auf einen CCD-Chip (Charge-Coupled Device) abgebildet. Die Information des Höhenunterschiedes liegt dabei in dem seitlichen Versatz der einzelnen Oberflächenpunkte.“ (Abbildung 2)

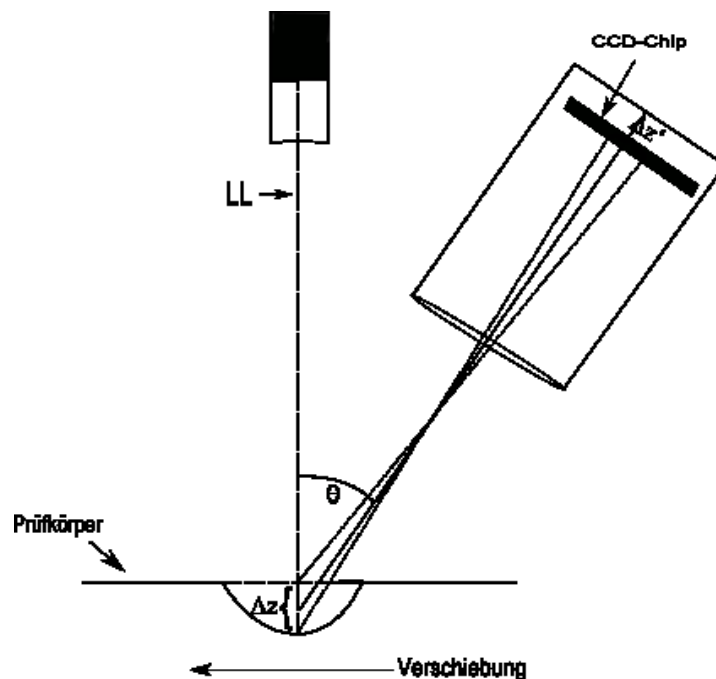


Abbildung 2: Funktionsprinzip der Lasertriangulation bei Vermessung der Materialoberfläche: LL = light line,  $\Theta$  = Triangulationswinkel,  $\Delta z$  = Objekthöhe,  $\Delta z'$  = Projektionslinienverschiebung auf dem CCD-Chip; Bildschema nach Mehl et al. [45]

Mit einer Entfernungsänderung der Messoberfläche vom Laser  $\Delta z$  kommt es zu einer Veränderung des Lichteinfallswinkels auf den Sensor. Die Höhenveränderung der Lichtlinie auf dem Objekt bedingt eine Positionsänderung  $\Delta z'$  des Lichtstrahls auf dem FOTOSensor

(CCD-Sensor).  $\Delta z'$  lässt sich durch die Erfassung einzelner Pixel des Photosensors bestimmen [47].

$\Delta z$  und  $\Delta z'$  stehen über die Winkelfunktion  $\Delta z' = \beta \times \Delta z \times \sin\theta$  (der Skalierungsfaktor  $\beta$  gibt das Größenverhältnis zwischen Objektgröße und Bildgröße wieder) in Beziehung zueinander [45]. Dadurch kann eine Höhenveränderung des Objekts errechnet werden.

Dem Triangulationswinkel  $\theta$  kommt dabei besondere Bedeutung zu. Wird der Winkel zu klein gewählt, verringern sich die Auflösung und  $\Delta z'$ , bei einem zu großen Triangulationswinkel verstärken sich die Abschattungseffekte an steilen Flächen (Fissuren etc.). Ein Triangulationswinkel  $\theta$  von  $25^\circ$  hat sich als der beste Kompromiss erwiesen [45].

Durch laterale Positionsveränderung in y-Richtung mit Hilfe eines Verschiebetisches wird eine dreidimensionale Oberflächenerfassung erzeugt. Durch eine Steuersoftware wird der Schrittmotor kontrolliert und die Position des Objektes sowie Abstand und Anzahl der Schritte werden eingestellt.

Zur Bestimmung von Substanzveränderungen werden die Scandaten vor und nach dem Alterungsprozess miteinander verglichen. Dazu werden die Scandatenätze durch die von Wolfram Gloger(†) geschriebene Software Match 3D überlagert [W. Gloger im Gespräch]

Dem Verfahren liegt das Prinzip zugrunde, dass ein Scanbild aus einem Datensatz aus vielen einzelnen Punkten besteht. Jeder dieser Punkte ist durch seine x-, y-, z-Koordinaten exakt definiert. Weil das Objekt für die Alterungsprozesse im Abrasionssimulator aus dem Scanner genommen werden muss, ist die Position des Objekts trotz sorgfältiger Repositionierung mit der Ausgangsposition nicht exakt identisch. Der sich daraus ergebende Versatz der Scanbilder muss durch die Software ausgeglichen werden, um die Scanbilder möglichst exakt zu überlagern. Dieser Prozess der Überlagerung (engl.: “superimposition“ ) wird auch als „Matching-Verfahren“ bezeichnet [26].

Das Scanbild nach Kausimulation („Follow-up-Situation“) kann zur Position des Ursprungsobjekts (Baseline) im Raum um insgesamt drei Rotationsachsen („rotation angels“)  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  und drei Verschieberichtungen („displacements“)  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t_3$  verschoben sein [45].

Die Überlagerung kann automatisch erfolgen oder dem Programm wird eine Startorientierung gegeben, indem je drei Referenzpunkte am Scanbild des Ursprungsdatensatzes und am Scanbild der „Follow-up-Situation“ an möglichst gleicher, von der Kausimulation nicht veränderter Stelle gesetzt werden. Die Überlagerung war dann erfolgreich, wenn die Standardabweichung (standard deviation, SD) des Überlagerungsrauschens in unveränderten Arealen nahe dem Bildrauschen des Sensors liegt.

## 2.6 Härtemessungen

Meist werden für die Angabe von Härtewerten die Härteprüfungen nach Knoop oder Vickers verwendet. Allerdings bestehen zwischen den einzelnen Tests große Unterschiede, die die Vergleichbarkeit zwischen den gemessenen Werten einschränkt [11, 48]. Die genormte Härtemessung nach Martens wird auch als instrumentierter Eindringversuch bezeichnet und ist seit 2002 in der Reihe DIN EN ISO 14577 festgeschrieben [49]. Sie bietet den Vorteil, in einem Testzyklus neben plastischen Härtewerten auch elastische Werkstoffparameter liefern zu können [48, 50]. Somit können Messungen der Martenshärte (HM), der Eindringhärte ( $H_{IT}$ ) und des Eindringmoduls ( $E_{IT}$ ) in einem Messvorgang vorgenommen werden. Dem Prüfverfahren liegt die allgemein anerkannte Eigenschaft zugrunde, dass sich die Härte, unabhängig vom Messverfahren, aus dem Quotienten aus Prüfkraft und Fläche des Eindrucks berechnen lässt [49]. Gemäß DIN EN ISO 14577 ergeben sich für HM,  $H_{IT}$  und  $E_{IT}$  folgende Formeln [11, 49]:



### 1. Martenshärte (N/mm<sup>2</sup>)

Härtewert unter Berücksichtigung der plastischen und der elastischen Eindringtiefe sowie der direkten Kontaktfläche

$$HM = \frac{F_{\max}}{A_s(h)}$$

$F_{\max}$ : maximale Testkraft (N)

$A_s(h)$ : Oberfläche des Eindringkörpers bis zum Abstand  $h$  (mm<sup>2</sup>)

### 2. Eindringhärte (N/mm<sup>2</sup>)

Bei der  $H_{IT}$  wird ausschließlich das plastische Verhalten des Werkstoffes berücksichtigt

$$H_{IT} = \frac{F_{\max}}{A_p(h_c)}$$

$F_{\max}$ : maximale Testkraft (N)

$A_p(h_c)$ : Projektionsfläche der kraftfreien Oberfläche

### 3. Eindringmodul (kN/mm<sup>2</sup>)

Elastisches Verhalten der Oberfläche beim Eindringvorgang. Es besteht eine Korrelation mit dem Eindringmodul, ohne identisch zu sein.

$$E_{IT} = (1 - \nu_s^2) \left( \frac{\sqrt[2]{A_p(h_c)}}{\sqrt{\pi}S} - \frac{(1 - \nu_i^2)}{E_i} \right)^{-1}$$

$E_i$ : Elastizitätsmodul des Eindringkörpers

$\nu_s$ : Poissonzahl des Prüfkörpers

$\nu_i$ : Poissonzahl des Eindringkörpers

Bei Abrasionsvorgängen wird eine Korrelation zwischen Martenshärte und Materialverlusten vermutet [48, 51-54]. Im Zusammenhang mit einer Studie zu orthodontischen Drahtmaterialien stellten Zinelis et al. [55] fest, dass sich zwar komplexe Abrasionsvorgänge nicht alleine durch die Materialhärte erklären lassen, aber eine Materialprüfung nach ISO 14577 hilft, genauere Informationen über die Materialeigenschaften zu bekommen.

Eine Korrelation zwischen Martenshärte und Biegefestigkeit konnte hingegen nicht festgestellt werden [56].

## **2.7 Die Entwicklung der CAD/CAM-Technik**

Im Jahr 1971 begann Dr. Francois Duret mit der theoretischen und experimentellen Erforschung der CAD/CAM-Technologie. Er wird heute als „Vater der dentalen CAD/CAM-Technologie“ (computer-aided design/computer aided manufacturing) bezeichnet [57]. Die Hauptentwicklung der dentalen CAD/CAM-Systeme begann Anfang der 80er Jahre und geht auf drei Pioniere zurück [58]: Dr. Duret (Sopha-System), Prof. Dr. Moermann (CEREC-System) und Dr. Andersson (Procera-System).

Die in der Zahnmedizin anfänglich vor allem für das Fräsen von Metallgerüsten eingesetzten CAD/CAM-Systeme wurden ab den 90er Jahren laufend weiterentwickelt und verbessert. Das Einsatzspektrum wurde durch die Einführung neuer Materialien, v.a. der Keramiken stark erweitert [4].

Allen Systemen gemeinsam sind drei Arbeitskomponenten [4, 59]:

1. Digitalisierung der Ausgangssituation, Erstellung eines digitalen Modells (z.B. Scanner)
2. Berechnung der Versorgungssituation und Erstellung eines Designvorschlags mittels einer Software; zusätzlich manuelle Nachbearbeitung des Designvorschlags
3. Herstellung des Produkts mittels Transformationstechnologie (z.B. zentrale oder dezentrale Fräseinheit)

Durch die geringe Rechenfähigkeit der Computerprozessoren und die geringe Speicherkapazität benötigte die Herstellung von CAD/CAM-Restaurationen anfangs noch lange Zeit und eine Umsetzung von Restaurationskonzepten in der Praxis war nur eingeschränkt möglich. Die Entwicklungen der Hard- und Software haben inzwischen einen breiten Einsatz von Chairside-Systemen auch in der Praxis möglich gemacht [60].

Das erste Chairside-CAD/CAM-System CEREC (Sirona Dental Systems, Salzburg, Österreich) wurde 1985 vorgestellt und ist heute weit verbreitet [61].

Heute wird zwischen drei verschiedenen CAD/CAM-Produktionskonzepten unterschieden [59]:

- in der Zahnarztpraxis („chairside production“)
- im Dentallabor („laboratory production“)
- im Fräszentrum („centralised production“)

Durch das Produktionskonzept und die technische Konzeption (Tabelle 8) unterscheiden sich die einzelnen Systeme je nach Hersteller erheblich. Auch die zur Verarbeitung bereitstehenden Materialien sind stark vom jeweiligen Hersteller bzw. dessen CAD/CAM-System abhängig [59].

**Tabelle 8: Möglichkeiten der technischen Konzeptionen von CAD/CAM-Systemen. Zusammengefasst aus Beuer et al. [59]**

Scanner	Design Software	Fräs- und Schleifeinheit	
		Zahl der Achsen	Fräsvarianten
• optische Scanner	• automatisches	• 3-axige Fräseinheit	• trocken
• mechanische Scanner	Design	• 4-axige Fräseinheit	• feucht
	• manuelles Design	• 5-axige Fräseinheit	

## 2.8 CAD/CAM-Materialien

Die immer größere Verbreitung der maschinellen Herstellung von Restaurationsmaterialien und die veränderte Bearbeitung stellten an die Materialforschung die Anforderung, die Restaurationswerkstoffe speziell für die Verarbeitung in CAD/CAM-Systemen zu optimieren [62].

Teils wurden die Werkstoffe von herkömmlichen, für laborbasierte Guss- oder Pressverarbeitungstechniken entwickelten Keramiken [61] oder Metallen abgeleitet, teils von Grund auf neu entwickelt, um die gewünschten Anforderungen an Biokompatibilität, Härte, Ästhetik und Abrasionsverhalten zu erhalten. Materialien mit herausragenden mechanischen, physikalischen und chemischen Eigenschaften werden auch als „Advanced Materials“ bezeichnet. Dazu zählen die Oxidkeramiken, Titan und Titanlegierungen und Hochleistungskunststoffe [63]. Da CAD/CAM-Materialien industriell präfabriziert werden können und nicht mehr von der Techniksensitivität eines Labormitarbeiters abhängig sind, bieten sie den großen Vorteil, dass ein Fehlerfaktor in der Verarbeitungskette entfällt [62]. Die moderne CAD/CAM-Technologie verspricht eine reduzierte Laborzeit, Kosteneffektivität, Materialentwicklung und eine verbesserte Qualitätskontrolle [58].

**Tabelle 9: Übersicht über CAD/CAM-Materialgruppen**

Keramiken	Metalle	Kunststoffe
<ul style="list-style-type: none"> <li>glasbasierte Keramiken (Feldspatkeramiken/ Leuzitverstärkte Glaskeramiken und Lithium(di)silikatkeramiken</li> <li>Oxidkeramiken (<math>\text{Al}_2\text{O}_3</math> + <math>\text{ZrO}_2</math>)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Titan</li> <li>EM-Legierungen</li> <li>NEM-Legierungen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>PMMA</li> <li>Komposite</li> <li>Weitere Kunststoffe (POM, PAEK, PA, PU)</li> </ul>

## **2.8.1 Kunststoffe**

Kunststoffe wurden in der CAD/CAM-gestützten Therapie anfangs vor allem für die Herstellung günstiger Langzeitprovisorien verwendet. Bereits das Provisorium mit einer CAD/CAM-Technik herzustellen, bietet den Vorteil, dass der erstellte Datensatz auch bei der Erstellung der dauerhaften Versorgung verwendet werden kann [4]. Durch die Verwendung bereits polymerisierter CAD/CAM-Kunststoffe können die Verarbeitungsungenauigkeiten einer konventionellen intraoralen Herstellung, wie Polymerisationsschrumpfung oder das Entstehen einer Sauerstoffinhibitionsschicht, vermieden werden. Dank der schnellen Weiterentwicklungen der CAD/CAM-Techniken und Materialien können mittlerweile auch größere Brückenversorgungen erstellt werden [64].

Als Kunststoffmaterialien werden gefüllte und ungefüllte PMMA-Kunststoffe, gefüllte und ungefüllte Komposite sowie Materialien anderer chemischer Strukturen verwendet [4].

Nach ihrer Anwendung können CAD/CAM-Kunststoffe in drei Obergruppen unterteilt werden [5, 63, 65, 66]:

1. Präfabrizierte Kunststoffblöcke in Zahnform (Halbwerkzeuge)
2. Faserverstärkte Hochleistungskunststoffe zur Gerüsterstellung
3. Faserfreie Hochleistungspolymere für vollanatomische Restaurationen

### **2.8.1.1 PMMA (Polymethylmethacrylat)**

PMMA ist ein synthetischer, thermoplastischer Kunststoff, der vor allem als „Plexiglas“ bekannt ist und seit vielen Jahren auch in der Zahnmedizin eingesetzt wird. Vorteile liegen in einer sehr guten Verlässlichkeit, leichten Bearbeitbarkeit, Biokompatibilität und geringen Toxizität. Daher findet PMMA heute auch ein breites medizinisches Anwendungsspektrum, z. B. als Linsenmaterial, Knochenzement oder -füller [67]. Als ein großer Vorteil der Verwendung von PMMA-Kunststoffen gilt, dass diese kein Bisphenol-A enthalten.

Bisphenol-A steht im Verdacht, gesundheitsgefährdend zu sein. Die Verwendung ist in manchen Ländern eingeschränkt worden [68]. Es wird diskutiert, ob eine hohe Bisphenol-A-Exposition Hormonstörungen oder GTPase-vermittelte Tumore erzeugen kann [69-71]. Zudem bestehen möglicherweise Zusammenhänge zwischen Bisphenol-A und dem Entstehen einer Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation [72, 73].

Das synthetische Polymer PMMA (Abbildung 3) wird in der Zahnmedizin meist entweder in zahnfarbener oder in klarer, durchsichtiger Form verwendet [68].

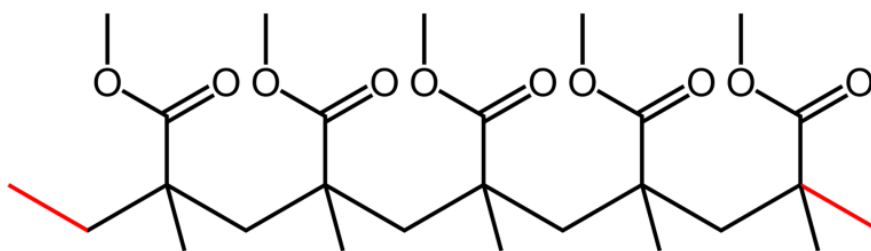


Abbildung 3: Polymethylmethacrylatkette [74]

Das zahnfarbene PMMA ist seit langem ein kostengünstiges, schnell zu verarbeitendes Provisorienmaterial. Die immer größere Verbreitung der CAD/CAM-Technik und gesteigerte ästhetische Ansprüche förderten die Entwicklung kostengünstiger, fräsbarer PMMA-Blöcke, die eine CAD/CAM-Herstellung des Provisoriums möglich macht [75]. Provisorien sind heute elementarer Bestandteil der Behandlung, um ein ästhetisches Ergebnis zu erzielen, und übernehmen neben der Schutzfunktion auch weitere Aufgaben wie das Weichgewebsmanagement oder die Veränderung der vertikalen Relation [76]. Bei komplexen Behandlungsfällen kann die Vorhersagbarkeit des Behandlungsergebnisses durch ein CAD/CAM-Provisorium verbessert werden [77]. Laut Hersteller können die PMMA-Blöcke bei Langzeitprovisorien für Inlay-, Onlay-, Kronen- und Brückenversorgungen verwendet werden und sollen eine klinische Haltbarkeit von bis zu einem Jahr haben [64]. Eine In-vivo-Studie mit 45 CAD/CAM-Brücken des PMMA-haltigen Materials VITA CAD Temp zeigte

eine Langzeitüberlebensrate über 16 Monate von 90,4 %, davon 88,3 % komplikationslos [78].

In einer Studie von Rayyan et al. [79] konnte festgestellt werden, dass CAD/CAM-PMMA-Blöcke hinsichtlich ihrer Farbstabilität denen aus konventioneller oder autopolymerisierender Herstellung überlegen waren. Zudem zeigten die CAD/CAM-PMMA-Provisorien im Vergleich zu konventionell hergestellten Provisorien eine signifikant geringere Wasseraufnahme, höhere Verschleißfestigkeit, Oberflächenhärte und Frakturresistenz.

In einer weiteren Untersuchung zeigten CAD/CAM-PMMA-Materialien eine signifikant bessere Abrasionsbeständigkeit als die konventionell polymerisierte Kontrollgruppe und geringere Materialverluste des Schmelzantagonisten verglichen mit einer Glaskeramik [80].

Karaokutan et al. [81] kamen bei einem Vergleich von Provisorien aus CAD/CAM- und konventioneller Herstellung zu dem Ergebnis, dass bei provisorischen Kronen die CAD/CAM-Fertigung Vorteile gegenüber der konventionellen Herstellung hat. PMMA-Materialien zeigten dabei signifikant niedrigere Bruchfestigkeiten als Kompositmaterialien.

Die klaren PMMA-Blöcke können z.B. als Testblöcke für Fräsprozesse, als Pressvorlagen oder für Schienen genützt werden. Da bei Bestrahlungstherapie die chemische Struktur und die Materialeigenschaften von PMMA nicht beeinflusst werden, ist PMMA auch gut als Strahlenschutzschiene geeignet [82].

### **2.8.1.2 Komposit**

Die Entwicklung der Dentalkomposite ist seit den 50er Jahren schnell fortgeschritten. Komposite werden heute in vielen Bereichen der Zahnmedizin eingesetzt. Allen gemeinsam ist die Zusammensetzung aus den drei Hauptkomponenten: einer organischen Matrix (ca. 15-25%), anorganischen Füllkörpern (ca. 75-85%) und einer haftvermittelnden Verbundphase

[83, 84]. Die organische Matrix besteht aus unterschiedlichen polymerisierbaren Monomeren auf der Basis von BisGMA mit zusätzlichen Monomeren, wie zum Beispiel UDMA (Urethandimetacrylat), TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat), HEMA (Hydroxyethylmethacrylat), oder anderen modifizierten Monomeren, die eine Polymermatrix bilden [83, 85-87]. Die zugefügten Füllpartikel (meist Silikatbasis) können sich je nach Komposit hinsichtlich ihrer Anteils am Material, ihrer Zusammensetzung, Form und Größe stark unterscheiden [83, 84]. Jede Veränderung beeinflusst dessen Eigenschaften wie Härte, Beständigkeit, Viskosität, Optik, Abrasionsverhalten uvm. [84, 88-92].

Dank industriell kontrollierter Polymerisationsmethoden wie der Hochtemperatur- und Hochdruck-Polymerisation wird die Materialeigenschaft (Biegefestigkeit, Risszähigkeit, Härte und Materialdichte) im Vergleich zur konventionellen Lichthärtung verbessert [93]. Die kontrollierte Herstellung erzeugt eine geringere Porosität und eine bessere Homogenität des Komposits. Fehlerquellen bei der Verarbeitung durch den Behandler werden verringert [93]. Außerdem können Komposite im Vergleich zu Keramiken intraoral leichter angepasst, poliert und repariert werden [64].

Paradigm MZ100 (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) war der erste auf dem Markt verfügbare, präfabrizierte CAD/CAM-Kompositblock für Inlays, Onlays und Veneers und Vollkronen und besteht aus dem polymerisierten Komposit Z100 (3M ESPE) [64, 94]. Paradigm MZ100 wurde von Lava Ultimate (3M ESPE) abgelöst, das bezogen auf Biegemodul, Biegefestigkeit und Resilienz anderen kunststoffhaltigen Werkstoffen überlegen zu sein scheint [95]. Es besteht aus einer Polymermatrix mit eingelagerten Füllpartikeln (Nanopartikeln). Verglichen mit einer Lithiumdisilikatkeramik (e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) zeigen allerdings auch Nanopartikelkomposite geringere Werte bei Biegefestigkeit, Biegemodul und Bruchzähigkeit [1, 96]. Zudem wurden im Vergleich zu Keramiken höhere Materialverluste bei Lava Ultimate festgestellt [6]. Bei physiologischer okklusaler Belastung



von Kronen konnte in einer Vergleichsstudie zwischen Lava Ultimate und e.max CAD eine vergleichbare Frakturresistenz festgestellt werden [97]. Das Indikationsspektrum dieser Hochleistungskunststoffe reicht von Veneers, Inlays und Onlays bis zu Teil-/ und Vollkronen sowie Implantatkronen im Front- und Seitenzahnbereich [98].

CAD/CAM-Komposite wiesen bei einer klinischen Studie, bezogen auf das Abrasionsverhalten, höhere Materialverluste als Keramiken auf [99]. In einer weiteren Studie zeigten CAD/CAM-Komposite verglichen mit einem konventionell polymerisierten Komposit signifikant geringere Materialverluste [80].

### **2.8.1.3 weitere Kunststoffe (POM, PA, PEAK, Polyuretan)**

Andere Kunststoffe, wie POM (Polyoxymethylen), PAEK (Polyaryletherketone), PA (Polyamid) oder PU (Polyurethan), werden erst seit relativ kurzer Zeit in der Zahnmedizin eingesetzt. Die Kunststoffe werden zum Beispiel bei Implantaten [100] oder Prothesen [101-103] verwendet. PEEK (Polyether-Ether-Keton) kann auch bei lasttragenden Brückenkonstruktionen und bei gefrästen Brückengerüsten eingesetzt werden [11, 104]. Die Oberflächenbehandlung und der Herstellungsprozess haben signifikanten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Materials [105].

### **2.8.2 glasbasierte Keramik**

CAD/CAM-Keramiken werden überwiegend nach ihrer chemischen Grundstruktur unterschieden [2, 106]. Meist wird die Faustregel formuliert: Ein hoher Glasanteil erhöht die

Ästhetik, ein hoher Fülleranteil erhöht die mechanischen Eigenschaften [107]. Eine Übersicht über Studien und Indikationsbereiche von Dentalkeramiken geben Kappert et al. [108] oder Conrad et al. [109].

Diese auch als „Glaskeramiken“ [4] oder „high-glass-content“ [61] bezeichneten Keramikvarianten enthalten eine hohe Glasphase, die eine gute Transluzenz bei moderater Härte erzeugt [64]. Zusätzlich werden unterschiedliche Füllerpartikel (Leuzit, Aluminiumoxid, Nephelin, Albit, etc.) eingearbeitet, die die Eigenschaften der Keramik beeinflussen [106].

Zu den glasbasierten Keramiken werden die **Feldspatkeramiken**, z.B. Vitablocks Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) und die **leuzitverstärkten Glaskeramiken**, z.B. IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) oder Paradigm C (3M ESPE) gezählt [61]. Feldspatkeramiken zeigen eine Biegefestigkeit von 60–100 MPa. Für IPS Empress CAD wird eine Martenshärte von 2739 N/mm<sup>2</sup> gemessen [51]. Durch die Verwendung des Füllers Leuzit bei leuzitverstärkten Glaskeramiken erhöht sich die Biegefestigkeit auf bis zu 500 MPa [4, 110]. IPS Empress enthält etwa 35-45% leuzitverstärkte Glaskeramik mit einer Partikelgröße von 1-5 µm, Paradigm C nur etwa 30% leuzitverstärkte Glaskeramik [64].

Bei Keramiken mit niedrigem Glasanteil („Low Glass Content“) wird der Glasbasis zu etwa 70% Lithiumdisilikat, Aluminiumoxid, Spinell oder Aluminiumoxid + Zirkoniumoxid zugefügt [106].

**Lithium(di)silikatblöcke**, z.B. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), werden meist in einem vorkristallisierten Zustand verarbeitet. Das blaufarbene, vorgesinterte Material liegt als Lithium-Metasilikat-Kristall vor und bietet den Vorteil, dass es mit einer Biegefestigkeit von etwa 130 MPa deutlich leichter zu fräsen ist als das auskristallisierte Material [4, 61, 68]. Die Biegefestigkeit der auskristallisierten Lithiumdisilikatkeramik wird mit etwa 360 bis 450 MPa [4, 110-112] und die Martenshärte mit 4156 N/mm<sup>2</sup> [51] angegeben. Lithiumdisilikatblöcke

zeigen geringere Materialverluste als Feldspatkeramiken und leuzitverstärkte Glaskeramikblöcke [51, 113]. Sowohl IPS e.max CAD als auch IPS Empress CAD zeigen mit steigender Dicke des Werkstoffes größere Druckbelastbarkeit [114].

In den letzten Jahren wurde die „Lithium-Produktfamilie“ um weitere Produkte erweitert. Obsidian (Glidewell, Newport Beach, USA) ist eine Lithiumsilikatkeramik, der zusätzlich 7,6% Germaniumdioxid (Germanium(IV)-oxid) zugesetzt wurde, um die optischen Eigenschaften zu verbessern und die thermische Expansion und die Frakturanfälligkeit zu reduzieren [68].

In einer anderen Variante wird dem Lithiumdisilikat hoch-disperses Zirkonoxid zugegeben (ZLS, zirconia reinforced lithium silicate), das die mechanischen Eigenschaften und die Transluzenz verbessern soll. Durch das zugegebene Zirkonoxid soll eine Biegefestigkeit von 420 MPa erreicht werden [68]. ZLS wird zum Beispiel unter den Handelsnamen VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) oder CELTRA Duo (DENTSPLY DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany) vertrieben.

### **2.8.3 Hybridkeramik**

Während Kunststoffe aus einer durchgängigen Polymerphase mit zugesetzten Füllpartikeln bestehen, enthalten Hybridkeramiken sowohl eine durchgängige Polymer- wie auch eine durchgängige Keramikphase und entsprechen daher einem „Doppelnetzwerk-Hybrid“ (double network hybrid) [115]. Da in der Herstellung eine poröse, gesinterte Keramik mit einem Polymernetzwerk infiltriert wird, werden solche Werkstoffe auch als polymerinfiltriertes Keramiknetzwerk (PICN, polymer-infiltrated-ceramic-network) oder als eine Hybridkeramik bezeichnet und sollen, verglichen mit einer reinen Keramik, eine verbesserte Elastizität, ein geringeres Frakturrisiko, eine geringere Härte - verbunden mit einer verbesserten Fräsbarkeit -

gewährleisten [116, 117]. Dabei beeinflusst das prozentuale Mengenverhältnis von Keramik- zu Polymeranteil die mechanischen Eigenschaften des Werkstoffes [116].

Das PICN VITA Enamic (VITA Zahnfabrik) besteht zu etwa 68 Gew% aus Keramiknetzwerk und zu 14 Gew% aus einer eingelagerten, stabilisierenden Polymermatrix [1, 118]. Das Material zeigt die Härte entsprechend seines Keramikanteils und eine Frakturresistenz entsprechend seines Polymeranteils [119]. In einem Bruchlastversuch bei implantatgetragenen Kronen brachen VITA-Enamic-Kronen schneller als Lithiumdisilikat- und Zirkonoxidkronen [120]. Durch seine schmelzähnlichen Eigenschaften kann die Hybridkeramik auch für prothetische Restaurationen im Abrasionsgebiss verwendet werden [121]. In einer Zwei-Körper-Abrasionsstudie stellten Mörmann et al. [51] keine signifikant unterschiedlichen Abrasionsverhalten zwischen VITA Enamic und dem Komposit Lava Ultimate fest, während Acrylpolymermaterialien für Provisorien signifikant größere Materialverluste zeigten.

Die Hybridkeramik lässt sich auch mit selbstadhäsivem Befestigungszement festsetzen [122]. Allerdings kann die Art der Oberflächenbehandlung die Haftfestigkeit bei Zementierung mit selbstadhäsivem Komposit-Befestigungszement oder bei adhäsiven Befestigungskompositen beeinflussen [123, 124]

### **3 Ziel der Dissertation und Wirkung des Keramikanteils**

Die CAD/CAM-Technik beeinflusst die zahnmedizinische Behandlung erheblich. Neue Arbeitsschritte, neue Präparationsrichtlinien und Materialien müssen beachtet werden [59]. Durch die größere Verbreitung von Chairside-Systemen und steigende ästhetische Ansprüche an die CAD/CAM-Werkstoffe kommt in schneller Folge eine immer größere Anzahl hochästhetischer Werkstoffe auf den Markt [60]. Damit steht dem Zahnarzt bei der Therapieentscheidung eine große Zahl an neuen CAD/CAM-Restaurationsmaterialien mit unterschiedlichen Keramik- und Kunststoffanteilen und unterschiedlichen Herstellungstechniken zur Verfügung. In dieser Studie sollen die Abrasionsbeständigkeit und die Härte von acht modernen CAD/CAM-Werkstoffen - eines ungefüllten und eines gefüllten PMMA-Kunststoffes, dreier Komposite und zweier Keramiken sowie einer Hybridkeramik - getestet werden. Die Abrasionsbeständigkeit der acht Werkstoffe mit unterschiedlichen Füllgehalten soll mittels eines Kausimulators und eines Oberflächenscanners gemessen werden. Da sich zurzeit die Abrasionsbeständigkeit der einzelnen Materialien noch schlecht vorhersagen lässt [6], ergänzen eine Härtemessung und eine Oberflächenanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop die Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeitsmessungen. Anhand der gewonnenen Erkenntnisse soll zudem überprüft werden, ob aus der Höhe des Füllstoffgehalts im Werkstoff auf die Abrasionsbeständigkeit des Materials geschlossen werden kann, um möglicherweise neue Denkansätze für spätere Studien zu formulieren.

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Materialauswahl

Für die Studie wurden 8 Materialien unterschiedlicher Hersteller ausgesucht (Tabelle 10).

Von jedem Material wurden 10 Prüfkörper hergestellt.

**Tabelle 10:** getestete Materialien (Produktnamen), Chiffre (C), Zusammensetzung, Chargen-Nummer (Lot-Nr.), Indikationsbereiche und Prüfkörperanzahl (N)

Material	C	Hersteller	Zusammensetzung	Lot-Nr.	Indikationen lt. Hersteller	N
<b>ZENotec Pro Fix</b>	ZP	Wieland Dental, Pforzheim, Deutschland	100 % ungefüllter Kunststoff: > 99 % PMMA, 0,1% biokompatible Pigmente * <sup>1</sup>	1204	LZP > 2 Jahre, Krone, Inlays, Onlays, Table-Tops, bis zu dreigliedrige Brücken, Healing Abutments, individuelle Schienen	10
<b>VITA CAD Temp</b>	VC	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	14 Gew% anorg. Füller: SiO <sub>2</sub> ; 86 Gew% Kunststoffe: PMMA, organische und anorganische Pigmente * <sup>2</sup>	18730	LZP > 2 Jahre, Teilkronen FZ/SZ Kronen und Brücken FZ/SZ, Bohrschablonen, LZP in der Implantologie	10
<b>CFI-C High-class Blanc</b>	HC	Creamed, Marburg, Deutschland	70,1 Gew% Keramik: Strontiumaluminium-borosilikatglas, Nanofüllstoffe, BODMA, Bis-GMA, UDMA * <sup>3</sup>	121209	Langzeitversorgung: Inlays, Onlays, Veneers, Kronen, Brücken (max. 3-gliedrig), Teilkronen. Langzeitprovisorium: bis zu 14-gliedrige Brücken, 2 Zwischenglieder	10
<b>Experimenteller CAD/CAM Nanohybrid-Komposit</b>	EX	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein	Ca 80 % Nano-Komposit mit Additiven	28923	k.A.	10
<b>LAVA Ultimate</b>	LU	3M ESPE, Seefeld, Deutschland	„Resin Nano-Keramik“: 80 Gew% monodisperse Nanopartikel (Siliziumoxid-Nanomere [Durchmesser 20nm] Zirkoniumoxid-Nanomere [Durchmesser 4 - 11 nm]), 20 % Kunststoffe: hochvernetzte Polymermatrix * <sup>4</sup>	N370932	Veneers, Inlays, Onlays, Kronen, Implantatkronen FZ/SZ	10
<b>VITA ENAMIC</b>	VE	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	86 Gew% Keramik: SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ZrO <sub>2</sub> , KaO; 14 Gew% Kunststoffe: Polymernetzwerk aus mikrogefülltem PMMA (UDMA, TEGDMA) * <sup>5</sup>	34580	Inlays, Onlays, Veneers, Kronen, sowie minimalinvasive Versorgungen FZ/SZ	10

\*1: [http://www.wieland-dental.de/uploads/tx\\_pxwdownloads/GA\\_Zenotec\\_Pro\\_Fix\\_Color.pdf](http://www.wieland-dental.de/uploads/tx_pxwdownloads/GA_Zenotec_Pro_Fix_Color.pdf) (19.03.2013)

\*2: [https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/dateien/c/cc3/cc3c50/cc3c50c300/\\_Verarbeitungsanleitung/VITA\\_1459D\\_vita\\_cad-temp\\_for\\_inlab\\_VA\\_DE\\_V00.pdf](https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/dateien/c/cc3/cc3c50/cc3c50c300/_Verarbeitungsanleitung/VITA_1459D_vita_cad-temp_for_inlab_VA_DE_V00.pdf) (19.03.2013)

\*3: [http://www.amanngirrbach.com/fileadmin/\\_agweb\\_2011/media/mediathek/Anleitungen/Material\\_VA/DE/Ceramill\\_COMP\\_DE.pdf](http://www.amanngirrbach.com/fileadmin/_agweb_2011/media/mediathek/Anleitungen/Material_VA/DE/Ceramill_COMP_DE.pdf) (11.03.2013)

\*4: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebservlet?mwsId=SSSSSufSevTsXztUoY\\_Bmx\\_vévUqevTSevTsSeSSSSSS--&fn=Lava\\_Ultimate\\_TPP\\_D.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebservlet?mwsId=SSSSSufSevTsXztUoY_Bmx_vévUqevTSevTsSeSSSSSS--&fn=Lava_Ultimate_TPP_D.pdf) (11.03.2013)

\*5: [https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/dateien/c/cc0/cc0c01/Prospekte/VITA\\_1914D\\_ENAMIC\\_PS\\_DE\\_V01.pdf](https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/dateien/c/cc0/cc0c01/Prospekte/VITA_1914D_ENAMIC_PS_DE_V01.pdf) (06.03.2013)

\*6: <http://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/12208/IPS+Empress+CAD> (04.03.2013)

\*7: <http://www.ivoclarvivadent.de/zoolu-website/media/document/1240/IPS+e-max+CAD+Chairside> (16.03.2013)

Diagramm zur Darstellung der Zusammensetzung von Kunststoff- und Keramikanteilen:

- 100% Kunststoffanteil:** ZP, VC
- 100% Keramikanteil:** HC, LU, VE, EC
- Zusätzliche Komponenten:** EX, EM

Insgesamt lassen sich die Materialien in vier Strukturobergruppen unterteilen:

- Seite 34

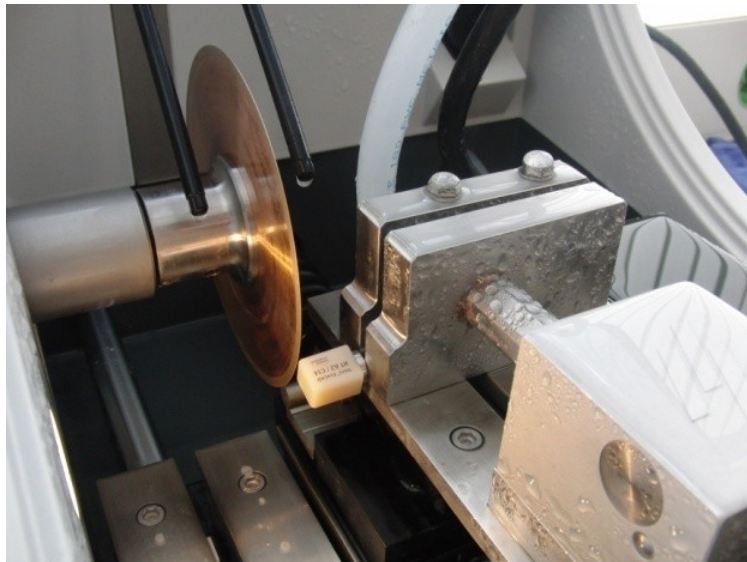
## 4.2 Methoden

### 4.2.1 Herstellung der Materialkörper

Die Werkstoffe wurden standardisiert auf eine Dicke von 3 mm zugeschnitten. Dazu wurde für kunststoffbasierte Rohlinge eine Diamanttrennscheibe (Komet Diamantscheibe, Gebr. Brassler, Lemgo, Deutschland) für ein Handstück verwendet, für die Rohlinge mit hohem Glasanteil (VE, EC und EM) eine automatische Säge (Struers Secutom-50, Struers, Willich, Deutschland) (Tabelle 12) mit Diamanttrennscheibe (Diamond Cut-off Wheel BOD20, Struers) unter Wasserkühlung (Abbildung 5).

**Tabelle 11: Schneidparameter für Trennmaschine**

Schneidparameter	
<b>Trennscheibe</b>	MOD20
<b>Scheibengeschwindigkeit</b>	3000 U/min
<b>Vorschub</b>	0.200 mm/s
<b>Trennlänge</b>	20 mm
<b>Serienschnitt</b>	gleiche Dicke
<b>Seriendicke</b>	3 mm
<b>Wasserkühlung</b>	ja



**Abbildung 5: Block in Trennmaschine eingespannt**

Alle Materialplättchen wurden jeweils einzeln mittels eines kaltpolymerisierenden Acryl-Einbettharzes (ScandiQuick, Scan Dia, Hagen, Deutschland) in Silikonformen (Scandiformen,



Scan Dia) eingebettet (Abbildung 6). Nach 15 min war das Acryl-Einbettharz abgebunden und die eingebetteten Materialplättchen wurden aus den Einbettförmchen vorsichtig entnommen. Überschüsse des Acryl-Einbettharzes wurden mit Hilfe eines Trimmers (Wassermann HSS-88, Wassermann Dental-Maschinen, Hamburg, Deutschland) unter Wasserkühlung entfernt.

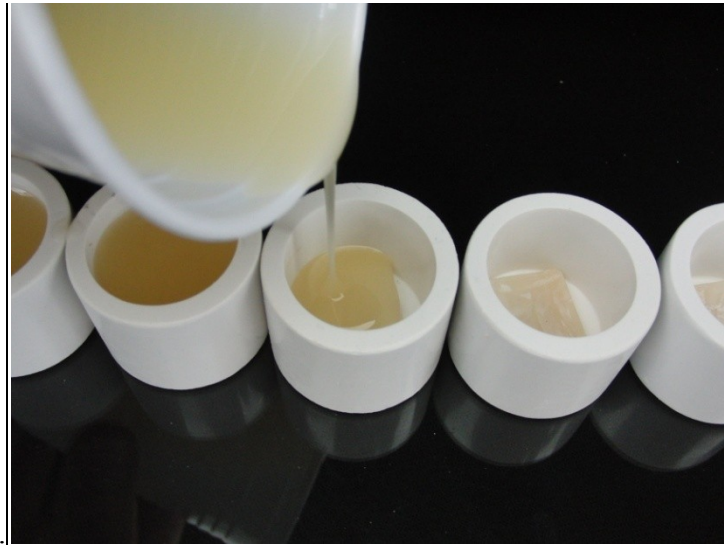


Abbildung 6: Einbetten der Werkstoffplättchen

Um eine standardisierte Oberfläche zu garantieren, wurden die Materialoberflächen anschließend einheitlich an einer Politurmaschine (Struers Abramin, Struers) auf Siliziumkarbid (SiC) P500, P1200, P2000 Polierscheiben (SiC Foil, Struers) bis auf eine Rauigkeit von 9  $\mu\text{m}$  poliert. Pro Scheibe wurde jedes Werkstoffplättchen jeweils 60 s manuell in Kreisbewegungen in Form einer Acht bewegt.

#### 4.2.2 Verschleißsimulation im Kausimulator

Zur Simulierung einer künstlichen Alterung wurde der Kausimulator CS-4 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) mit 8 Prüfkammern verwendet (Abbildung 7). Aufgrund eventueller Höhenunterschiede der Harzblöcke wurde bei allen Materialien durch

die höhenverstellbaren Referenzebenen ein gleichzeitiger Auftreffpunkt definiert, um ein gleichmäßiges Auftreffen zu garantieren.

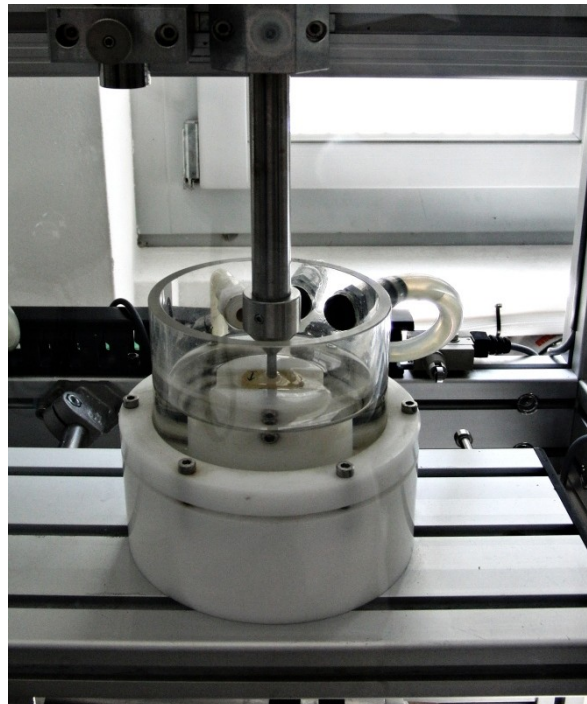


Abbildung 7: Eingebettetes Materialplättchen in der Prüfkammer des Kausimulators

Im Steuerungsprogramm wurde diese Ebene durch einen Klick auf den Button „set zero“ im Reiter „Axis origin“ definiert. Die Kausimulation wurde mit folgenden Parametern im Reiter „Test parameters“ eingestellt (Tabelle 12):

Tabelle 12: Testparameter des Kausimulators

Testparameter	
<b>Traversenweg</b>	
Abwärtsbewegung Z [mm]	3,00
Lateralbewegung X [mm]	-0,7
Zyklen	240.000 / 260.000 / 600.000 (240.000 + 260.000 + 600.000 = 1.200.000)
Intervallstop Optionen	Kein Intervallstops
<b>Geschwindigkeit</b>	
Abwärts [mm/s]	20,0
Vorwärts [mm/s]	20,0
Aufwärts [mm/s]	60,0
Zurück [mm/s]	20,0
Gewicht pro Kammer [kg]	1,0
<b>Thermozyklus</b>	
Kaltzeit [sec.]	30
Warmzeit [sec.]	30
Temperatur Kaltwasser [°C]	5
Temperatur Warmwasser [°C]	55

Unter dem Reiter „Status“ konnten in einer Übersicht folgende Parameter abgelesen werden:

- die Anzahl der bereits gelaufenen Zyklen
- die bereits gelaufene Zeit
- eine Abschätzung der noch benötigten Zeit
- die Frequenz
- die Temperatur des warmen und kalten Wassers
- der aktuelle Status
- die Anzahl der Thermozyklen

Zu Befestigung wurden die Harzblöcke mit drei Schrauben in 37-21 mm hohe POM-Kausimulatorhalterungen (Durchmesser 50 mm) fixiert. Um zu gewährleisten, dass die laterale Schubbewegung des Kausimulators immer in dieselbe Richtung erfolgt, wurde die Oberseite mit einem Pfeil markiert (Abbildung 8).



Abbildung 8: Pfeilmarkierung des Harzblockes

Die Antagonisten bestanden aus nichtrostendem austenitischem Chrom-Nickel-Stahl Standard 1.4301 / X5CrNi18-10 (SD Mechatronik) [125]. Sie wurden so in den Kausimulator geschraubt, dass die Befestigungsschraube zur aufklappbaren Glasscheibe zeigte.

Um für den Matchingprozess im Scanner drei Punkte definieren zu können, wurden die Antagonisten vor dem Einspannen individualisiert. Mit einem kleinen Rosenbohrer wurden drei Vertiefungen am Übergang der abgerundeten Spitze zum Schaft (Abbildung 9) eingefräst. Anschließend wurde jeder Antagonist eingescannt, um im späteren Matchingprozess eine Referenzebene (Baseline) definieren zu können.

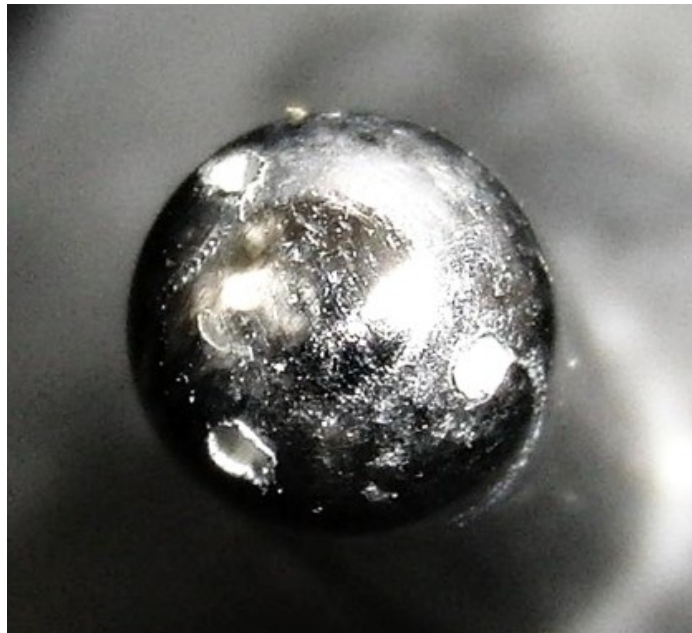


Abbildung 9: Stempelkopf mit Markierung

Die Werkstoffe und Antagonisten wurden standardisiert in den Kausimulator eingeschraubt. Der Pfeil auf den Werkstoffoberflächen zeigte im 90°-Winkel auf die aufklappbare Glasscheibe des Kausimulators, um die Lateralbewegung des Antagonisten auf dem Material zu standardisieren. Insgesamt wurden 1.200.000 Kauzyklen simuliert.

### 4.2.3 Oberflächenerfassung (Scan)

Die Oberflächenerfassung der Materialien und Antagonisten erfolgte unmittelbar nach der Herausnahme aus dem Kausimulator mittels eines Laserscanners (Willytec LaserScan 3D Pro, SD Mechatronik) nach dem Prinzip der optischen Triangulation. Das Betriebssystem ist das auf GNU/Linux basierende Debian (SPI, Inc., New York, U.S.A).

Nach dem Start der Scansoftware Scan 3D wurde eine etwa 60 s dauernde Referenzfahrt zur Kalibrierung durchgeführt.

Anschließend wurden unter „File“ -> „Scan Parameters“ die eingestellten Werte der Scanparameter überprüft, um einen Fehler des Scanners auszuschließen (Tabelle 13).

**Tabelle 13: Übersicht über die Scanparametereinstellungen in der Software Scan 3D**

Scanparameter			
<b>Schrittzahl</b>	400	<b>Schrittdistanz</b>	15
<b>Grenzwert min.</b>	60	<b>Grenzwerte max.</b>	250
<b>Ignorierte Linien</b>	4	<b>x Pixel Abstufung</b>	1
<b>Übersprungene Bilder</b>	2	<b>Bewegungsverzögerung(ms)</b>	0
<b>MultiScan Schritte</b>	12000	<b>MultiScan Zahl</b>	4
<b>MultiScan Achsen</b>	1	<b>MultiScan Pause</b>	0
<b>X-Faktor</b>	276337	<b>Z-Faktor</b>	543764
<b>SX-Faktor</b>	-0,0026793	<b>SY-Faktor</b>	0,0048191
<b>LUT Exp.</b>	1,7	<b>Sdiff max.</b>	2
<b>Scanwinkel</b>	25	<b>Z_ccd min</b>	130

Um Reflexionen zu verhindern und eine fehlerfreie Abbildung der Oberflächen zu erhalten, wurden die Oberflächen der Materialien und Antagonisten vorsichtig und sehr dünn mit Scanspray (Arti-Spray weiß, Bausch, Köln, Deutschland) besprüht. Es wurde darauf geachtet, einen möglichst geringen Substanzauftrag durch das Spray sicherzustellen (Abbildung 10).

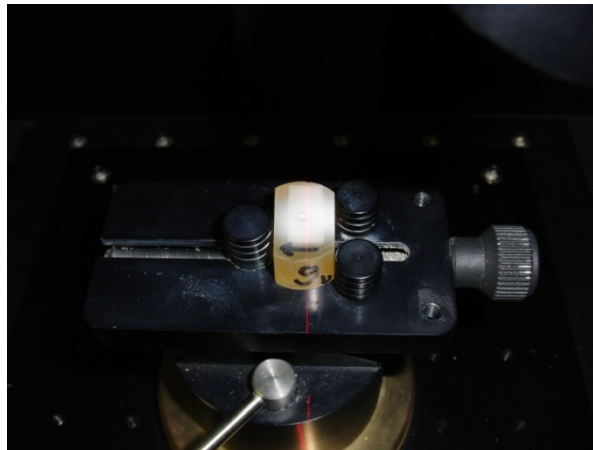


Abbildung 10: Harzblock mit Scanspray bedeckt in Scanner eingespannt

Die besprühten Werkstoffoberflächen oder Antagonisten wurden standardisiert, unter Beachtung der Pfeilmarkierungen in den Objekträger gespannt und der Scanner wurde geschlossen.

Da nur ein kleines Scanfenster zur Verfügung stand, musste das Objekt im Scanner exakt positioniert werden. Dazu wurde durch einen Schalter am Scanner das Licht im Scanner eingeschaltet und das Objekt über die Software Scan 3D 1.6a (Entwickler W. Gloger (†)) und einen Joystick ausgerichtet. Ziel war es, den Antagonistenabdruck auf der Materialoberfläche oder den Kopf des Stempels auf dem Bildschirm in der Bildmitte ca. 1 cm rechts vom Laserstrich (abgebildet als scharfe weiße Linie) zu positionieren.

Ob der relevante Bereich komplett gescannt werden kann, wurde über die Funktion „Test“, bei der eine Scanfahrt simuliert werden kann, kontrolliert. Nach dem Ausschalten des Lichts im Scanner wurde der Scanvorgang am PC durch einen Klick auf den Button „Scan“ gestartet. Dieser Vorgang wurde bei allen Materialien und deren Antagonisten jeweils nach 240.000, 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen durchgeführt.



## 4.2.4 Matchingverfahren

Für den Matchingprozess wurde die Software Match 3D 2.4 (Entwickler: Wolfram Gloger(†)) verwendet.

### 4.2.4.1 Matchingverfahren der Materialien

Mit den Befehlen „File“ → „Open VIFF“ wurde ein Bild geöffnet.

Anschließend wurde der zu matchende Bereich großzügig rechteckig umrandet und über die Befehle „Edit“ → „Select polygon“ ausgeschnitten.

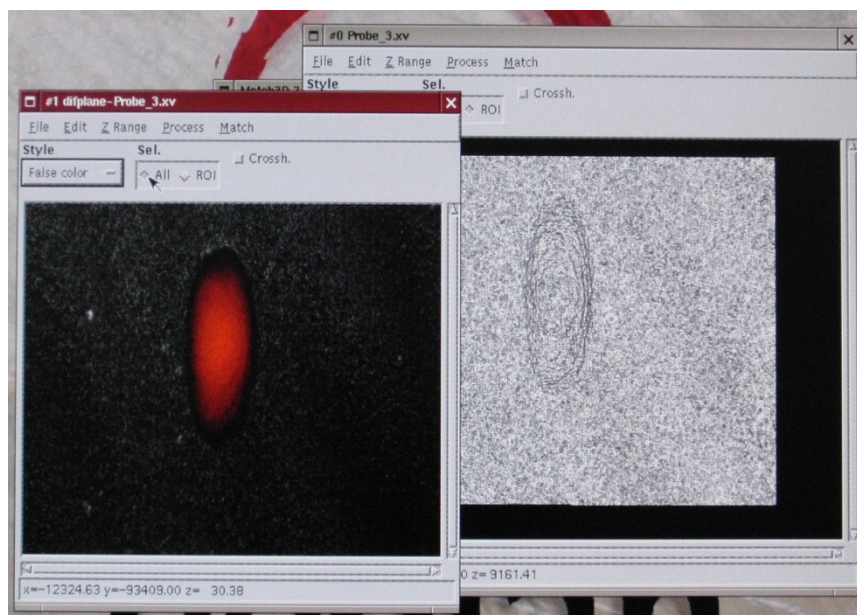


Abbildung 11: Scanbild (rechts) mit dazugehörigem Differenzbild (links)

Mit dem Befehl „Process“ → „Fit plane“ wurde eine computerberechnete Referenzebene (Baseline) unsichtbar in das Scanbild gelegt. Über die Befehle „Process“ → „Subtract plane“ wurde ein Differenzbild erzeugt, das die Materialverluste rot und den Auftrag weiß darstellte. Der Verlustbereich wurde exakt umrandet, markiert und über die Befehle „Edit“ → „Select

„polygon“ erneut ausgeschnitten. Durch den Befehl „Process“ → „Statistics“ wurde ein Auswertungsfile erstellt, das über die Befehle „File“ → „Save“ als Statistikdatei (.stat) abgespeichert wurde (Abbildung 11).

#### 4.2.4.2 Matchingverfahren der Antagonisten

Da die Antagonisten keine plane Oberfläche hatten, sondern im Scanner eher eine Halbkugel darstellten, gab es nicht, wie bei den Materialienoberflächen, die Möglichkeit, durch eine automatisch berechnete Ebene den ursprünglichen Zustand zu simulieren.

Die Metallstempel (Antagonisten) wurden vor dem Einspannen in den Kausimulator eingescannt, um ein Referenzbild (RB, Baseline) für den Matchingprozess zu erhalten. Nach jedem Abschnitt (240.000, 600.000, 1.200.000 Kauzyklen) des durch den Kausimulator erzeugten Abrasionsprozesses wurden die Stempel erneut eingescannt.

Um, wie bei den Materialien, ein Differenzbild zu erhalten, wurde jedes der drei Bilder (240.000, 600.000, 1.200.000 Zyklen) mit dem Referenzbild überlagert.

Dazu wurde ein **Bild nach Kausimulator (KB)** und das **Referenzbild (RB)** über den Befehl „File“ → „Open VIFF“ geöffnet.

Anschließend wurden beide Stempelabbildungen exakt umrandet, markiert und über die Befehle „Edit“ → „Select polygon“ ausgeschnitten. Für die exakte Überlagerung der beiden Bilder wurden je drei Punkte (möglichst weit auseinanderliegend), die in beiden Bildern eindeutig identifizierbar waren, definiert. In jedem Bild wurden diese drei Punkte in gleicher Reihenfolge markiert, um ein Dreieck zu erhalten. (Linksklick → Linksklick → Rechtsklick). Als Kontrolle diente die in beiden Bildern gleiche Nummerierungsreihenfolge der korrespondierenden Ecken (Abbildung 12).



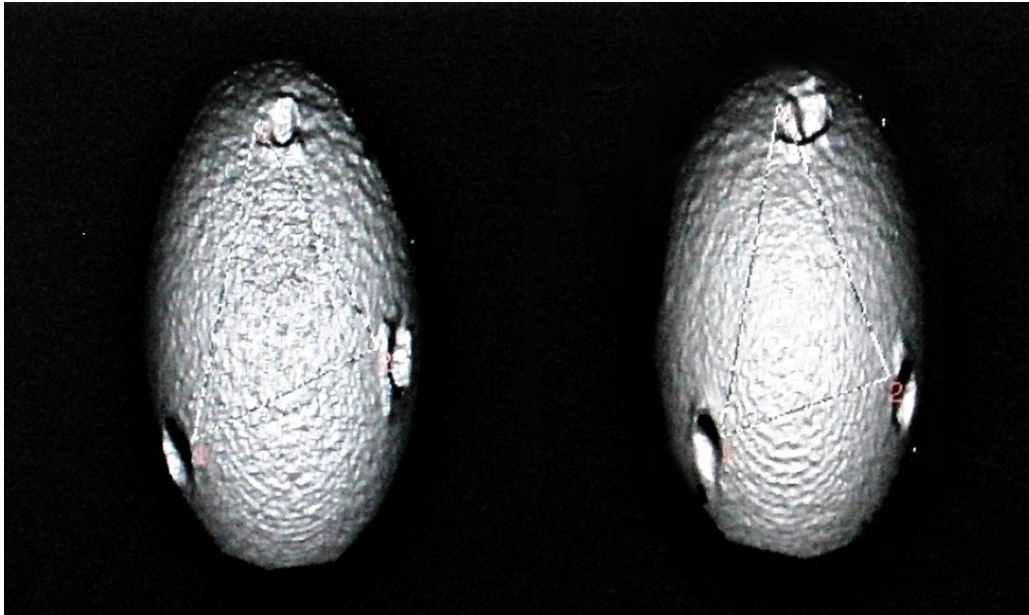


Abbildung 12: RB (links) und KB (rechts) ausgeschnitten und Matchingpunkte markiert

Anschließend wurde das KB angewählt und dort über die Befehle „Match“ → „Parameters“ das „Matching Control Panel“ aufgerufen.

Gewählte Einstellungen:

- |                               |               |
|-------------------------------|---------------|
| 1. Target/Baseline:           | Name des RB   |
| 2. Transformation Parameters: | „From Points“ |
| 3. Min.valid.diff.:           | -30           |
| 4. Max.valid.diff.:           | +30           |

Die Werte „Min.valid.diff“ und „Max.valid.diff“ definieren die Schranken der gleichen Regionen des Überlagerungsprozesses in Mikrometern (Quelle W. Gloger(†)). Der Klick auf den Button „Match“ startete den Matchingprozess. Der „Matching Error Progress“ wurde akzeptiert, wenn die Standardabweichung „stddev“ kleiner als 15.00 war. Konnte kein akzeptables Ergebnis erzielt werden, mussten neue Punkte gesucht werden und der Matchingprozess wurde erneut gestartet.

Nach dem Akzeptieren des Matchingprozesses erfolgte der Aufruf des Differenzbildes durch einen Klick auf den Button „Diff.img.“ Der sichtbare oder wahrscheinliche Verlustbereich

wurde umrandet, markiert und über die Befehle „Edit“ → „Select polygon“ erneut ausgeschnitten (Abbildung 13).



Abbildung 13: extrahierter Materialverlust im Differenzbild (rot dargestellt Areale des Materialverlustes)

#### 4.2.5 Härtemessung

Zusätzlich zur künstlichen Alterung im Kausimulator wurde eine Härtemessung nach DIN EN ISO 14577 an den für die Abrasionsmessung hergestellten Materialplättchen durchgeführt (Abbildung 14).

Für die Messungen wurde eine Martenshärteprüfmaschine (ZHU 0.2/Z2.5, Zwick, Ulm, Deutschland) mit einer Vickerspyramide als Eindringkörper verwendet ( $\alpha = 136^\circ$ ). Als maximal zulässige Kraft wurden 10 N bei 20 s eingestellt. Die durch den Eindringkörper erzeugte plastische und elastische Eindringtiefe wurde durch die Härteprüfmaschine automatisch gemessen.

An jedem Materialplättchen wurden drei Messungen vorgenommen. Nach jeder Messung wurde der Werkstoff durch den Positionierungstisch mit Hilfe einer digitalen

Mikrometerschraube um exakt drei Millimeter verschoben und die nächste Prüfung durchgeführt.

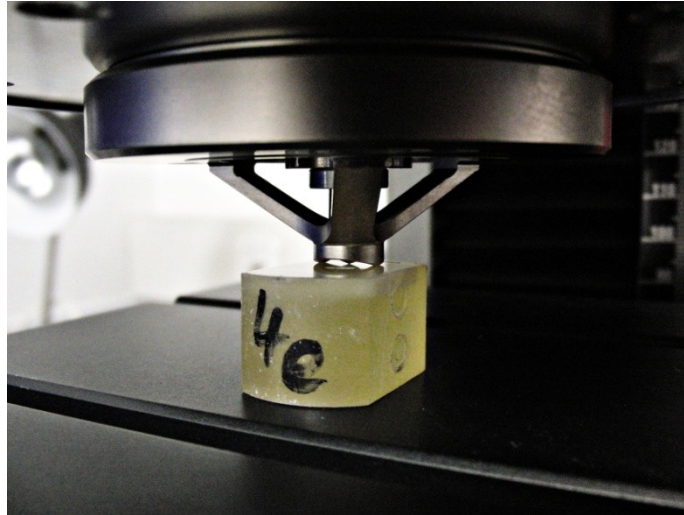


Abbildung 14: Härtemessung, eingebetteter Werkstoff in Härteprüfmaschine

Die Messung wurde mit der zugehörigen Messsoftware „testXpert® V12.3 Master“ erfasst. Für jedes Testmaterial wurde eine eigene Testserie mit gleichen Testparametern (Tabelle 14) gestartet und die Werte für die gemessene Martenshärte ( $H_M$ ), Eindringhärte ( $H_{IT}$ ) und das Eindringmodul ( $E_{IT}$ ) wurden berechnet und protokolliert.

Tabelle 14: Messparameter der Härtemessung

Messparameter	
LE-Geschwindigkeit	50 mm/min
Geschwindigkeit Vorlaufweg	50 mm/min
Messspitzenabstand zum Werkstoff nach Tastfußvorlaufweg	30 $\mu\text{m}$
Geschwindigkeit Tastfußvorlaufweg	50 mm/min
Belastungspunkt	10 N
Geschwindigkeit Belastung	0,5 mm/min
Wartezeit am Belastungspunkt	10 s
Geschwindigkeit Entlastung	0,1 mm/min

#### **4.2.6 Rasterelektronenmikroskop (REM)**

Um weitere Aussagen über Veränderungen der Oberflächentopographie im Bereich der Materialverluste der Materialien treffen zu können, wurden mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops (REM) (SUPRA 55VP, Carl Zeiss, Oberkochen, Deutschland) Aufnahmen von allen getesteten Materialien nach Alterung mit 1.200.000 Kauzyklen erstellt.

Um Sauberkeit und Staubbefreiheit zu garantieren, wurden die Materialoberflächen in destilliertem Wasser 20 min lang ultraschallgereinigt (L&R Transistor/Ultrasonic T-14, L and R Manufacturing, Kearny, U.S.A.). Alle Materialplättchen wurden auf REM-Träger geklebt.

Anschließend wurden die Werkstoffe 24 Stunden lang in einem Exsikkator mit 1 kg Trocknungsgranulat Kieselgel (Blaugel 1-3 mm 9351.1, Carl Roth, Karlsruhe, Deutschland) getrocknet.

Unmittelbar vor dem Einsetzen der Harzblöcke in das REM wurde die Materialoberfläche unter Argon-Gas bei 18 Pa Druck und einer Stromstärke von 20 mA in einem Sputter Coater (Polaron SC7620, Quorum Technologies, East Sussex, England) mit einer 24 nm dicken Gold-Palladium-Beschichtung vorbereitet.

Mittels REM wurde ein Übersichtsbild des Abrasionsfeldes in 90-facher Vergrößerung sowie eine Detailaufnahme in 250-facher Vergrößerung erstellt, jeweils mit einer Distanz zwischen 47-50 mm und 10 KV.

## 5 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Die Statistikdateien (.stat) der Materialien und Antagonisten aus Match 3D wurde mit Hilfe der internen Importfunktion („Öffnen“) des Programms Excel (Microsoft Office H&S 2007, Microsoft, Redmond, U.S.A.) in eine Excel-Datei konvertiert.

In den Importeinstellungen musste als Trennzeichen „Leerzeichen“ gewählt werden. Außerdem wurden unter „Erweitert“ die Zeichen für Dezimaltrennzeichen und 1000er-Trennzeichen vertauscht.

Anschließend wurden für jede Serie (jeweils bei Antagonisten und Werkstoffen) der relevante Volumenverlustwert „volume\_neg“ und der Wert des tiefsten Einschlagspunktes „min“ extrahiert und zusammengefasst.

Alle Daten aus den Abrasionsbeständigkeitsmessungen und den Härtemessungen wurden im Programm zusammengefasst und anschließend mit der Software SPSS (IBM Statistics Version 20, IBM, Armonk, U.S.A.) analysiert.

Für jeden Kauzyklus (240.000, 600.000, 1.200.000) wurde jeweils separat bei Materialien und Antagonisten eine explorative Datenanalyse durchgeführt. Die deskriptiven Statistiken (Mittelwert [MW], Standardabweichung [SD], Minimum [Min], Median [Median] und Maximum [Max]) sowie die 95%-Konfidenzintervalle des Mittelwerts [95% KI] (Untergrenze, Obergrenze) wurden berechnet. Die mögliche Verletzung der Annahme der Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test bestimmt. Zusätzlich wurde eine One-way ANOVA („analysis of variance“, einfaktorielle Varianzanalyse) mit anschließenden Post-hoc-Scheffé-Test zur Bestimmung der Unterschiede der Abrasionsbeständigkeitswerte zwischen den Materialien zu jeder Alterungszeit sowie auch für die Unterschiede zwischen den Härteparametern bestimmt. Die Generalized

Estimating Equations (GEE) (Verallgemeinerte Schätzgleichungen) mit einer compound symmetry structure (zusammengesetzt symmetrische Struktur) wurde für die Evaluation der longitudinalen Assoziationen zwischen Werkstoff, Härteparameter und den Abrasionsbeständigkeitswerten genutzt. Die Ergebnisse der statistischen Analysen wurden mit  $p < 0,05$  als statistisch signifikant interpretiert.

## **6 Ergebnisse**

### **6.1 Globale Analyse der Materialverlustergebnisse**

Die verallgemeinerten linearen Modelle (GLM, Generalized Linear Model) zeigen innerhalb der Volumenverluste des Werkstoffes einen signifikanten Einfluss vom Material selbst ( $p < 0,001$ ), einen signifikanten Einfluss der Kauzyklenzahl ( $p < 0,001$ ) sowie eine Interaktion zwischen den beiden Parametern ( $p < 0,001$ ).

Eine signifikante Korrelation mit den Werten der HM ( $p = 0,082$ ), der  $H_{IT}$  ( $p = 0,066$ ), des  $E_{IT}$  ( $p = 0,406$ ) und des Volumenverlustes der Antagonisten ( $p = 0,085$ ) wurde in Bezug auf die Materialverluste nicht beobachtet. Im Vergleich zu der Kontrollgruppe EM zeigte nur das Material ZP ( $p = 0,007$ ) signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) in Bezug auf die Höhe des Materialabtrages. In Bezug auf den Materialverlust mit der Kauzyklenzahl wurden im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikante Unterschiede bei den Materialien ZP, VC, LU und VE (alle  $p < 0,001$ ) festgestellt. Alle drei Materialien zeigen im Vergleich zur Kontrollgruppe kleinere Materialverluste während der Kauzyklen (Abbildung 15).

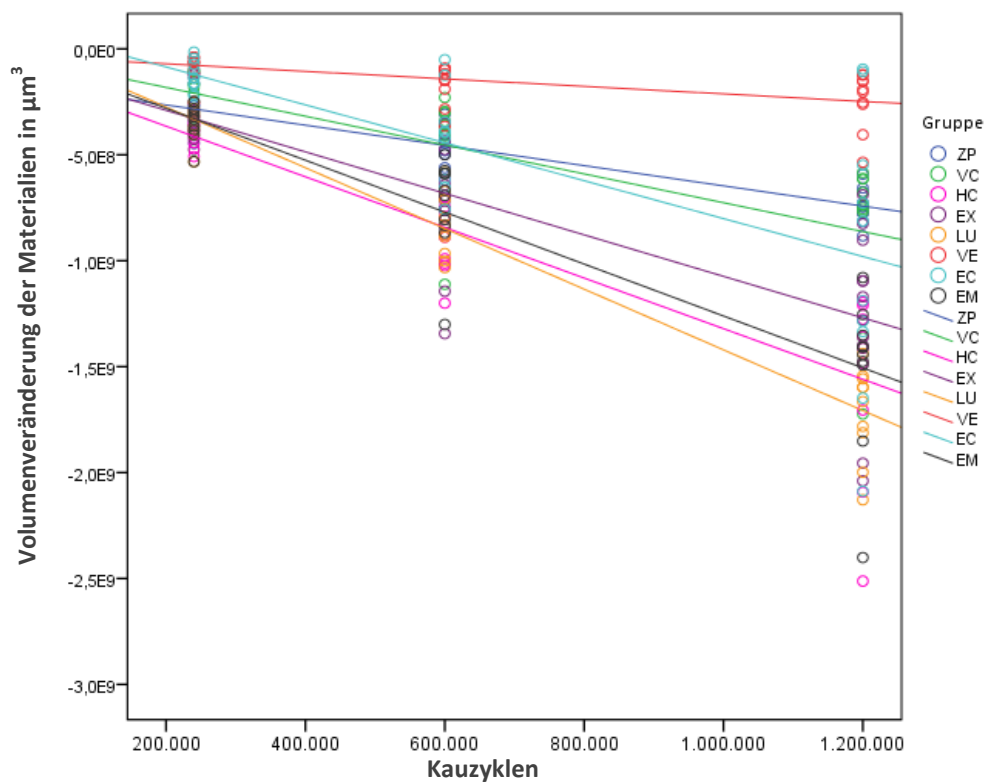


Abbildung 15: Interaktion zwischen Volumenverlust der Materialien und Zyklenzahl

Bei dem Volumenverlust der Antagonisten zeigen die verallgemeinerten linearen Modelle sowohl einen Einfluss der Antagonisten selbst ( $p < 0,001$ ), einen Einfluss der Kauzyklenzahl ( $p < 0,001$ ) als auch einen Einfluss aus der Interaktion der beiden Parameter ( $p < 0,001$ ). In Bezug auf die HM ( $p = 0,321$ ), die H<sub>IT</sub> ( $p = 0,577$ ), das E<sub>IT</sub> ( $p = 0,119$ ) oder den Volumenverlust ( $p = 0,085$ ) der getesteten Materialien konnte keine signifikante Korrelation festgestellt werden. Bei der Höhe des Materialverlustes zeigten in Bezug auf die Kontrollgruppe EM die Antagonisten der Materialien VC ( $p = 0,003$ ), HC ( $p < 0,001$ ), VE ( $p < 0,001$ ) und EC ( $p = 0,010$ ) signifikante Unterschiede. In Bezug auf die Kauzyklenzahl bei den Gruppen wurden im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikante Unterschiede bei den Antagonisten der Materialien ZP ( $p = 0,018$ ), VC ( $p < 0,001$ ), HC ( $p = 0,003$ ), EX ( $p = 0,036$ ), VE ( $p < 0,001$ ) und EC ( $p = 0,033$ ) beobachtet. Die Antagonisten von ZP und VC zeigten in Abhängigkeit zur Kauzyklenzahl geringere Materialverluste, HC-, EX-, VE- und EC-Antagonisten dagegen größere Materialverluste (Abbildung 16).

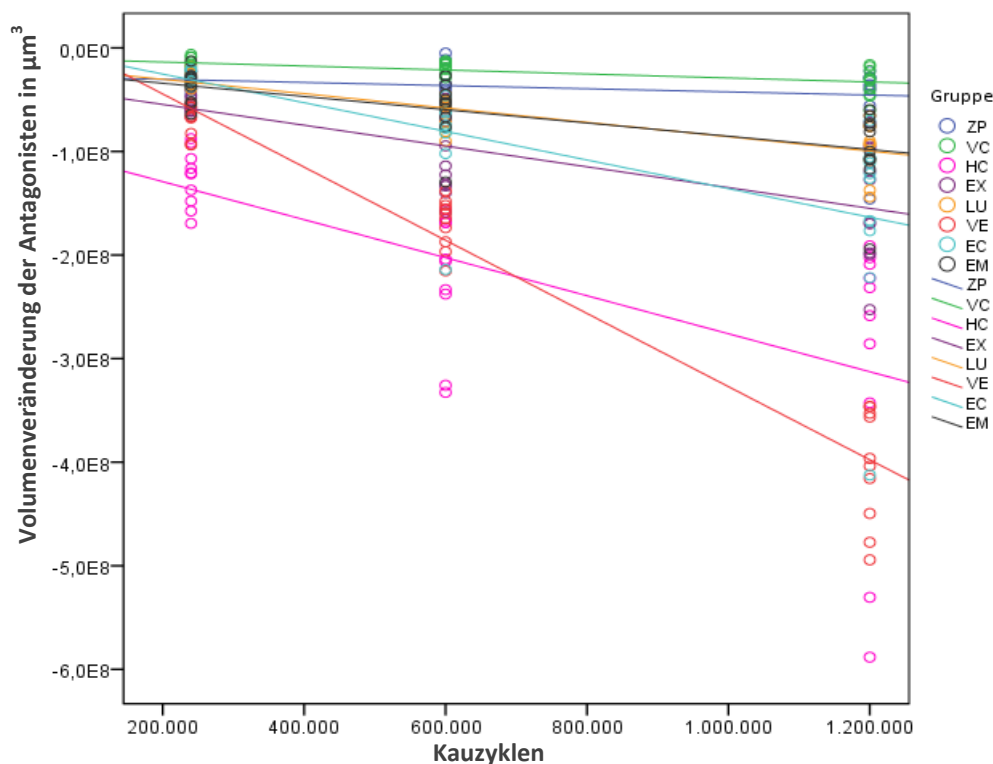


Abbildung 16: Interaktion zwischen Volumenverlust der Antagonisten und Zyklenzahl

Die verallgemeinerten linearen Modelle der maximalen Materialverlusttiefe zeigen bei allen getesteten Materialien einen Einfluss des Materials, einen Einfluss der Kauzyklenzahl sowie einen Einfluss aus der Interaktion der beiden Parameter. (für alle  $p < 0,001$ ). Bezogen auf die Kontrollgruppe konnten bei der Höhe der maximalen Materialverlusttiefe signifikante Unterschiede zwischen den Materialien VC ( $p = 0,011$ ), VE ( $p < 0,001$ ), EC ( $p < 0,001$ ) beobachtet werden. Bei der maximalen Materialverlusttiefe in Abhängigkeit zur Kauzyklenzahl konnten signifikante Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe EM und den Materialien ZP ( $p < 0,001$ ), VC ( $p < 0,001$ ), HC ( $p = 0,026$ ), EX ( $p = 0,020$ ) und VE ( $p < 0,001$ ) festgestellt werden. Die genannten Materialien zeigten bezogen auf die Kontrollgruppe EM einen signifikant geringeren Anstieg der maximalen Materialverlusttiefe während der Kausimulation (Abbildung 17).



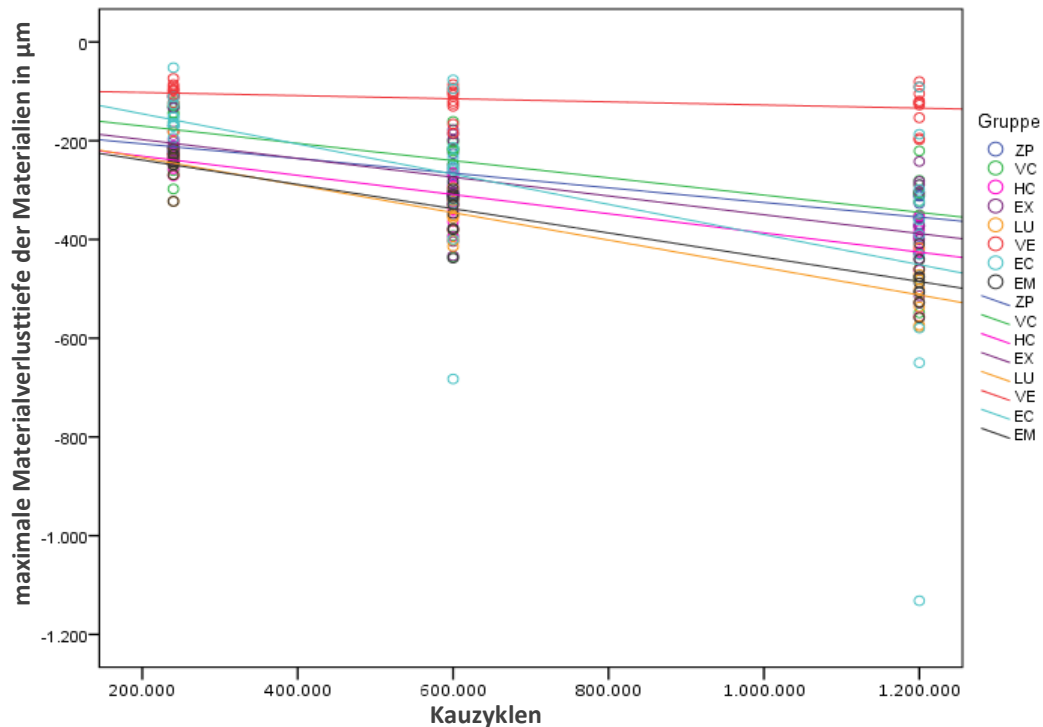


Abbildung 17: Interaktion zwischen maximaler Verlusttiefe der Materialien und der Zyklenzahl

Die verallgemeinerten linearen Modelle der maximalen Verlusttiefe der Antagonisten zeigen bei allen getesteten Antagonisten der geprüften Materialien signifikante Einflüsse der Materialien, der Kauzyklenzahl und Interaktion der beiden Parameter (für alle  $p < 0,001$ ). Im Vergleich zur Kontrollgruppe EM wurden bei den Verlusttiefen der Antagonisten der Materialien ZP ( $p = 0,018$ ), VC ( $p = 0,020$ ) und HC ( $p = 0,001$ ) signifikante Unterschiede beobachtet. In Bezug auf die maximale Materialverlusttiefe der Antagonisten mit der Kauzyklenzahl wurden im Vergleich zur Kontrollgruppe bei den Antagonisten der Materialien signifikant größere Werte bei VE ( $p < 0,001$ ) und EC ( $p = 0,029$ ) beobachtet (Abbildung 18).

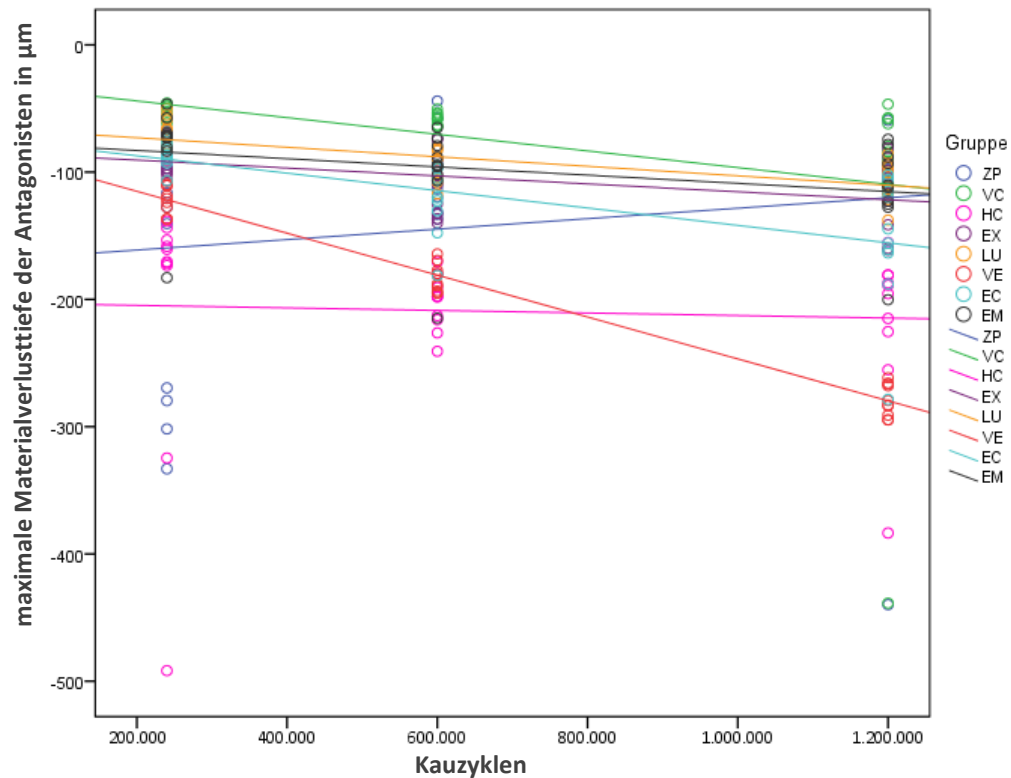


Abbildung 18: Interaktion zwischen maximaler Verlusttiefe der Antagonisten und der Zyklenzahl

## 6.2 Ergebnisse aus der Kausimulation

In den Tabellen 15-18 sind die Ergebnisse der Kausimulation nach Berechnung der deskriptiven Statistiken (MW, SD, 95% KI, Min, Median, Max) jeweils für die Werkstoffe und Antagonisten nach dem Volumenverlust (volume\_neg.) und der maximalen Materialverlusttiefe (min) aufgeschlüsselt.

Die Annahme der Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk wurde für die Volumenverluste der Materialien in vier von 24 (16,7%) und für die Volumenverluste der Antagonisten in zwei von 24 Fällen (8,3%) abgelehnt.

Bei der maximalen Verlusttiefe wurde bei den Materialien und den Antagonisten eine Verletzung der Normalverteilung in jeweils sechs von 24 Fällen (25 %) festgestellt. Davon sind vor allem die ANOVAs betroffen, aber nicht die Ergebnisse von GEE.

## 6.2.1 Volumenverlust der Materialien

Bei allen untersuchten Materialien konnten jeweils nach den Kauzyklen 240.000, 600.000 und 1.200.000 signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) zwischen den Gruppen festgestellt werden (Tabelle 15).

**Tabelle 15: Deskriptive Statistik des Volumenverlustes der Materialien (in  $\mu\text{m}^3$ )**

	Zyklenzahl	MW	(SD)	95% KI	Min / Median / Max
<b>ZP</b>	240.000	-2,79E+08	(1,01E+08) <sup>a,b,c</sup>	(-3,51E+08; -2,06E+08)	-4,47E+08 / -2,67E+08 / -1,15E+08
	600.000	-4,64E+08	(0,86E+08) <sup>b,c</sup>	(-5,26E+08; -4,02E+08)	-6,20E+08 / -4,61E+08 / -3,08E+08
	1.200.000	-7,39E+08	(0,83E+08) <sup>d,e</sup>	(-7,98E+08; -6,79E+08)	-8,83E+08 / -7,45E+08 / -5,91E+08
<b>VC</b>	240.000	-2,01E+08	(1,27E+08) <sup>b,c,d,*</sup>	(-2,92E+08; -1,10E+08)	-4,76E+08 / -1,68E+08 / -1,01E+08
	600.000	-4,68E+08	(2,87E+08) <sup>b,c,*</sup>	(-6,73E+08; -2,62E+08)	-11,1E+08 / -3,58E+08 / -2,29E+08
	1.200.000	-8,57E+08	(3,77E+08) <sup>c,d,e,*</sup>	(-11,3E+08; -5,88E+08)	-17,2E+08 / -7,37E+08 / -5,83E+08
<b>HC</b>	240.000	-3,86E+08	(0,76E+08) <sup>a</sup>	(-4,40E+08; -3,32E+08)	-5,08E+08 / -3,72E+08 / -2,57E+08
	600.000	-8,85E+08	(1,76E+08) <sup>a</sup>	(-10,1E+08; -7,60E+08)	-12,0E+08 / -8,83E+08 / -6,20E+08
	1.200.000	-15,4E+08	(4,41E+08) <sup>a,b</sup>	(-18,6E+08; -12,3E+08)	-25,1E+08 / -13,9E+08 / -11,9E+08
<b>EX</b>	240.000	-2,89E+08	(1,20E+08) <sup>a,b</sup>	(-3,75E+08; -2,03E+08)	-4,27E+08 / -3,28E+08 / -1,18E+08
	600.000	-7,47E+08	(3,10E+08) <sup>a,b</sup>	(-9,68E+08; -5,25E+08)	-13,4E+08 / -7,35E+08 / -3,50E+08
	1.200.000	-12,5E+08	(4,49E+08) <sup>a,b,c,d</sup>	(-15,7E+08; -9,24E+08)	-20,4E+08 / -11,3E+08 / -6,89E+08
<b>LU</b>	240.000	-3,40E+08	(0,85E+08) <sup>a,b</sup>	(-4,01E+08; -2,79E+08)	-5,32E+08 / -3,14E+08 / -2,50E+08
	600.000	-8,36E+08	(1,47E+08) <sup>a</sup>	(-9,41E+08; -7,30E+08)	-10,3E+08 / -8,53E+08 / -5,85E+08
	1.200.000	-17,1E+08	(2,18E+08) <sup>a</sup>	(-18,7E+08; -15,6E+08)	-21,3E+08 / -16,3E+08 / -14,4E+08
<b>VE</b>	240.000	-0,64E+08	(0,23E+08) <sup>d</sup>	(-0,81E+08; -0,48E+08)	-1,12E+08 / -0,62E+08 / -0,39E+08
	600.000	-1,63E+08	(0,93E+08) <sup>c</sup>	(-2,29E+08; -0,96E+08)	-3,66E+08 / -1,30E+08 / -0,91E+08
	1.200.000	-2,40E+08	(1,34E+08) <sup>c</sup>	(-3,36E+08; -1,44E+08)	-5,35E+08 / -1,97E+08 / -1,21E+08
<b>EC</b>	240.000	-1,27E+08	(0,69E+08) <sup>d</sup>	(-1,77E+08; -0,77E+08)	-2,24E+08 / -1,37E+08 / -0,15E+08
	600.000	-4,34E+08	(2,27E+08) <sup>b,c</sup>	(-5,96E+08; -2,72E+08)	-7,57E+08 / -4,08E+08 / -0,51E+08
	1.200.000	-9,84E+08	(6,46E+08) <sup>b,c,d</sup>	(-14,5E+08; -5,21E+08)	-20,9E+08 / -10,0E+08 / -0,95E+08

## Ergebnisse

	240.000	-3,47E+08 (0,80E+08) <sup>a,b</sup>	(-4,05E+08; -2,90E+08)	-5,32E+08 / -3,26E+08 / -2,50E+08
<b>EM</b>	600.000	-7,42E+08 (2,32E+08) <sup>a,b</sup>	(-9,08E+08; -5,76E+08)	-13,0E+08 / -6,80E+08 / -4,99E+08
	1.200.000	-15,2E+08 (3,67E+08) <sup>a,b,c *</sup>	(-17,8E+08; -12,5E+08)	-24,0E+08 / -14,3E+08 / -10,8E+08

<sup>a, b, c, d, e</sup> geben signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der Messwerte gemäß Post-hoc-Scheffé-Test wieder; \* = Gruppe nicht der Normalverteilung entsprechend

Nach 240.000 Zyklen wurden vier homogene Untergruppen identifiziert. Die Materialien ZP, HC, EX, LU und EM zeigten die höchsten Materialverluste. VC, EC und VE zeigten signifikant niedrigere Materialverluste als HC. Das Material VE hatte signifikant niedrigere Materialverluste als die Materialien ZP, HC, EX, LU und EM.

Nach 600.000 Zyklen konnten drei homogene Untergruppen identifiziert werden. HC, EX, LU und EM hatten die höchsten Materialverluste. ZP, VC, EC und VE zeigten signifikant niedrigere Materialverluste als HC und LU. VE zeigte signifikant niedrigere Materialverluste als HC, LU, EX und EM.

Nach 1.200.000 Zyklen konnten bei den getesteten Materialien fünf homogene Untergruppen gebildet werden. Auch nach 1.200.000 Zyklen zeigten HC, EX, LU und EM die höchsten Materialverluste. LU hatte signifikant größere Materialverluste als EC, VC, ZP und VE. Die niedrigsten Materialverluste zeigten ZP, VC und VE. VE hatte signifikant niedrigere Materialverluste als LU, HC, EM, EX und EC (Abbildung 19).

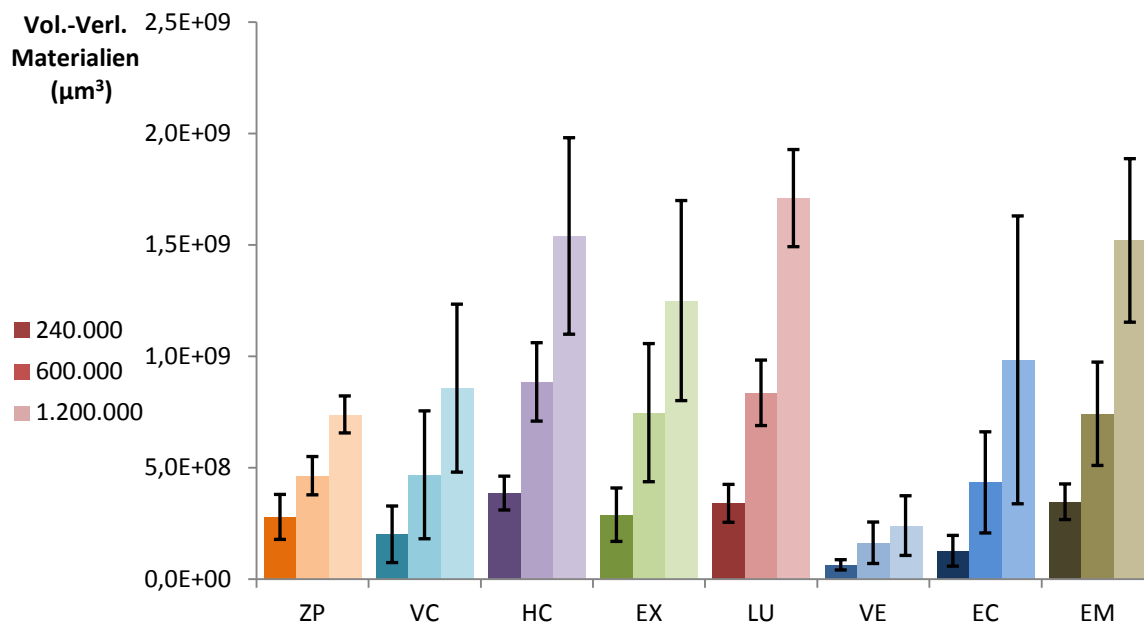


Abbildung 19: Volumenverluste der Werkstoffe nach Materialien und Kauzyklen

## 6.2.2 Volumenverlust der Antagonisten

Jeweils nach den Kauzyklen 240.000, 600.000 und 1.200.000 wurden signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) zwischen den Antagonisten der Materialien festgestellt (Tabelle 16).

Nach 240.000, 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen konnten bei den Volumenverlusten der Antagonisten jeweils nach 240.000 und 600.000 Zyklen vier homogene Untergruppen und nach 1.200.000 Zyklen drei homogene Untergruppen identifiziert werden.

Tabelle 16: Deskriptive Statistik des Volumenverlustes der Antagonisten (in  $\mu\text{m}^3$ )

	Zyklenzahl	MW	(SD)	95% KI	Min / Median / Max
<b>ZP</b>	240.000	-0,32E+08	(0,09E+08) <sup>c,d</sup>	(-0,39E+08; -0,25E+08)	-0,46E+08 / -0,32E+08 / -0,21E+08
	600.000	-0,35E+08	(0,16E+08) <sup>c,d</sup>	(-0,46E+08; -0,23E+08)	-0,56E+08 / -0,38E+08 / -0,05E+08
	1.200.000	-0,46E+08	(0,36E+08) <sup>b,c *</sup>	(-0,72E+08; -0,20E+08)	-1,46E+08 / -0,36E+08 / -0,22E+08
<b>VC</b>	240.000	-0,16E+08	(0,08 E+08) <sup>d</sup>	(-0,22E+08; -0,11E+08)	-0,32E+08 / -0,17E+08 / -0,06E+08
	600.000	-0,19E+08	(0,05E+08) <sup>d</sup>	(-0,22E+08; -0,15E+08)	-0,29E+08 / -0,17E+08 / -0,13E+08
	1.200.000	-0,34E+08	(0,14E+08) <sup>c</sup>	(-0,44E+08; -0,24E+08)	-0,61E+08 / -0,31E+08 / -0,16E+08

## Ergebnisse

<b>HC</b>	240.000	-1,26E+08 (0,27E+08) <sup>a</sup>	(-1,45E+08; -1,06E+08)	-1,69E+08 / -1,21E+08 / -0,88E+08
	600.000	-2,20E+08 (0,64E+08) <sup>a</sup>	(-2,66E+08; -1,74E+08)	-3,33E+08 / -2,05E+08 / -1,56E+08
	1.200.000	-3,06E+08 (1,41E+08) <sup>a</sup>	(-4,07E+08; -2,05E+08)	-5,88E+08 / -2,45E+08 / -1,91E+08
<b>EX</b>	240.000	-0,50E+08 (0,13E+08) <sup>b,c</sup>	(-0,60E+08; -0,41E+08)	-0,66E+08 / -0,53E+08 / -0,26E+08
	600.000	-1,08E+08 (0,36E+08) <sup>b</sup>	(-1,34E+08; -0,82E+08)	-1,59E+08 / -1,18E+08 / -0,49E+08
	1.200.000	-1,50E+08 (0,57E+08) <sup>b,c</sup>	(-1,91E+08; -1,09E+08)	-2,53E+08 / -1,48E+08 / -0,72E+08
<b>LU</b>	240.000	-0,30E+08 (0,06E+08) <sup>c,d</sup>	(-0,34E+08; -0,25E+08)	-0,40E+08 / -0,29E+08 / -0,18E+08
	600.000	-0,63E+08 (0,15E+08) <sup>b,c,d</sup>	(-0,74E+08; -0,52E+08)	-0,90E+08 / -0,57E+08 / -0,45E+08
	1.200.000	-0,98E+08 (0,26E+08) <sup>b,c</sup>	(-1,16E+08; -0,79E+08)	-1,44E+08 / -0,93E+08 / -0,66E+08
<b>VE</b>	240.000	-0,69E+08 (0,15E+08) <sup>b</sup>	(-0,80E+08; -0,58E+08)	-0,94E+08 / -0,66E+08 / -0,53E+08
	600.000	-1,69E+08 (0,24E+08) <sup>a</sup>	(-1,86E+08; -1,52E+08)	-2,15E+08 / -1,62E+08 / -1,38E+08
	1.200.000	-4,04E+08 (0,55E+08) <sup>a</sup>	(-4,43E+08; -3,64E+08)	-4,94E+08 / -4,00E+08 / -3,46E+08
<b>EC</b>	240.000	-0,28E+08 (0,06E+08) <sup>c,d</sup>	(-0,32E+08; -0,24E+08)	-0,38E+08 / -0,28E+08 / -0,20E+08
	600.000	-0,85E+08 (0,48E+08) <sup>b,c *</sup>	(-1,19E+08; -0,51E+08)	-2,14E+08 / -0,75E+08 / -0,46E+08
	1.200.000	-1,62E+08 (0,98E+08) <sup>b</sup>	(-2,32E+08; -0,92E+08)	-4,12E+08 / -1,24E+08 / -0,70E+08
<b>EM</b>	240.000	-0,37E+08 (0,15E+08) <sup>c,d</sup>	(-0,48E+08; -0,26E+08)	-0,64E+08 / -0,32E+08 / -0,13E+08
	600.000	-0,60E+08 (0,28E+08) <sup>b,c,d</sup>	(-0,80E+08; -0,39E+08)	-1,29E+08 / -0,53E+08 / -0,27E+08
	1.200.000	-0,98E+08 (0,39E+08) <sup>b,c</sup>	(-1,26E+08; -0,70E+08)	-1,94E+08 / -0,90E+08 / -0,60E+08

<sup>a, b, c, d</sup> geben signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der Messwerte gemäß Post-hoc-Scheffé-Test wieder; \* = Gruppe nicht der Normalverteilung entsprechend

Nach 240.000 Zyklen zeigten die getesteten VE-Antagonisten signifikant niedrigere Verluste als die HC-Antagonisten und signifikant höhere Materialverluste als Antagonisten der Materialien ZP, LU, EC und VC. EX-Antagonisten hatten signifikant niedrigere Verluste als HC und signifikant höhere Materialverluste als die Antagonisten des Materials VC. VC-Antagonisten zeigten signifikant niedrigere Verluste als die Antagonisten von HC, VE und EX.

Nach 600.000 Zyklen zeigten die Antagonisten von HC und VE die signifikant höchsten Volumenverluste. EX-Antagonisten hatten signifikant niedrigere Verluste als HC- und VE-Antagonisten und signifikant höhere Verluste als Antagonisten der Materialien ZP und VC. Bei VC-Antagonisten konnten signifikant niedrigere Verluste als bei HC-, VE- und EX-Antagonisten beobachtet werden.

Nach 1.200.000 Zyklen zeigten die getesteten EC-Antagonisten signifikant höhere Volumenverluste als VC-Antagonisten und signifikant geringere Verluste als die Antagonisten der Materialien VE und HC. VE- und HC-Antagonisten zeigten im Vergleich zu den Antagonisten der Materialien EC, EX, EM, LU, ZP und VC signifikant höhere Volumenverluste.

Die Volumenverluste der Antagonisten erhöhten sich mit steigender Kauzyklenzahl je nach Material unterschiedlich (Abbildung 20).

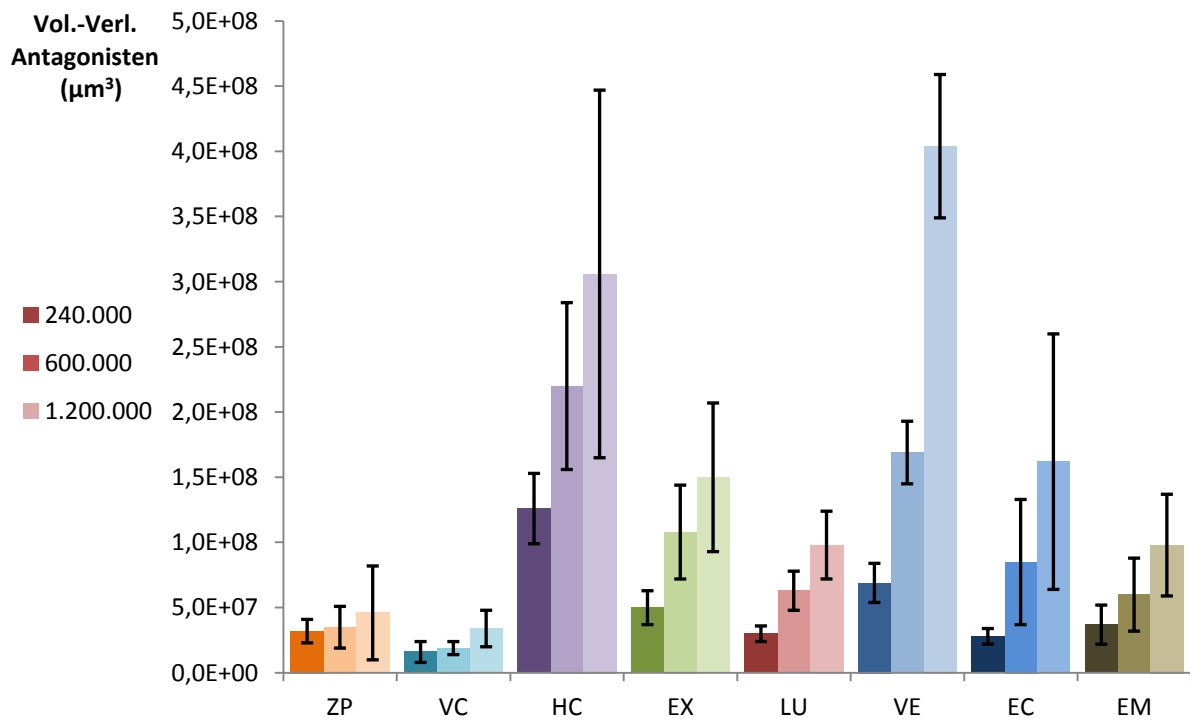


Abbildung 20: Volumenverluste der Antagonisten nach Materialien und Kauzyklen

### 6.2.3 Maximale Materialverlusttiefe der Werkstoffe

Bei allen untersuchten Materialien konnten jeweils signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) zwischen den Gruppen festgestellt werden (Tabelle 17).

**Tabelle 17: Deskriptive Statistik der maximalen Materialverlusttiefe der Materialien (in  $\mu\text{m}$ )**

	Zyklenzahl	MW (SD)	95% KI	Min / Median / Max
<b>ZP</b>	240.000	-204 (29,1) <sup>a,b,c *</sup>	(-225; -183)	-224 / -214 / -134
	600.000	-279 (30,4) <sup>a</sup>	(-301; -257)	-311 / -280 / -226
	1.200.000	-350 (32,4) <sup>a</sup>	(-373; -327)	-394 / -357 / -309
<b>VC</b>	240.000	-170 (60,5) <sup>b,c *</sup>	(-244; -127)	-298 / -144 / -122
	600.000	-251 (89,2) <sup>a,b *</sup>	(-315; -187)	-436 / -217 / -161
	1.200.000	-341 (98,8) <sup>a *</sup>	(-412; -270)	-549 / -309 / -229
<b>HC</b>	240.000	-227 (26,5) <sup>a,b</sup>	(-246; -208)	-271 / -228 / -181
	600.000	-328 (43,5) <sup>a</sup>	(-360; -297)	-395 / -328 / -265
	1.200.000	-418 (57,6) <sup>a</sup>	(-460; -377)	-556 / -408 / -353
<b>EX</b>	240.000	-192 (52,8) <sup>a,b,c *</sup>	(-230; -154)	-241 / -216 / -110
	600.000	-295 (86,3) <sup>a</sup>	(-356; -233)	-433 / -306 / -178
	1.200.000	-380 (99,6) <sup>a</sup>	(-451; -309)	-529 / -387 / -242
<b>LU</b>	240.000	-241 (36,6) <sup>a</sup>	(-268; -215)	-323 / -239 / -182
	600.000	-352 (37,9) <sup>a</sup>	(-379; -325)	-414 / -352 / -295
	1.200.000	-510 (53,2) <sup>a</sup>	(-548; -472)	-577 / -514 / -417
<b>VE</b>	240.000	-99,4 (14,0) <sup>d</sup>	(-109; -89,4)	-124 / -98,9 / -73,7
	600.000	-122 (31,8) <sup>b</sup>	(-144; -98,8)	-184 / -113 / -86,2
	1.200.000	-132 (39,8) <sup>b</sup>	(-160; -103)	-198 / -123 / -80,3
<b>EC</b>	240.000	-146 (40,7) <sup>c,d</sup>	(-175; -117)	-195 / -158 / -52,0
	600.000	-286 (171) <sup>a</sup>	(-408; -164)	-682 / -257 / -76,9
	1.200.000	-444 (293) <sup>a</sup>	(-653; -235)	-1132 / -376 / -91,5
<b>EM</b>	240.000	-248 (30,1) <sup>a *</sup>	(-270; -227)	-323 / -244 / -216
	600.000	-339 (47,3) <sup>a</sup>	(-373; -305)	-438 / -323 / -282
	1.200.000	-485 (43,1) <sup>a</sup>	(-515; -454)	-558 / -482 / -409

<sup>a, b, c, d, e</sup> geben signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der Messwerte gemäß Post-hoc-Scheffé-Test wieder; \* = Gruppe nicht der Normalverteilung entsprechend

Nach 240.000 Zyklen konnten vier homogene Untergruppen identifiziert werden. Die Kontrollgruppe EM zeigte eine signifikant höhere maximale Materialverlusttiefe als die Materialien VC, EC und VE. VC hatte signifikant geringere maximale Materialverlusttiefen



als die EM und LU und signifikant größere Werte als VE. VE zeigte signifikant kleinere Werte als die Materialien LU, HC, ZP, EX, VC und die Kontrollgruppe EM.

Nach 600.000 Zyklen wurden zwei homogene Untergruppen beobachtet. VE zeigte nach 600.000 Zyklen eine signifikant kleinere maximale Materialverlusttiefe als die Materialien LU, HC, EX, EC, ZP und die Kontrollgruppe EM. VC wurde beiden Untergruppen zugeordnet.

Nach 1.200.000 wurden zwei homogene Untergruppen identifiziert. VE zeigte im Vergleich zu den Materialien LU, EM, EC, HC, EX, ZP und VC eine signifikant kleinere maximale Materialverlusttiefe.

Mit steigender Kauzyklenzahl nahm die maximale Materialverlusttiefe zu (Abbildung 21).

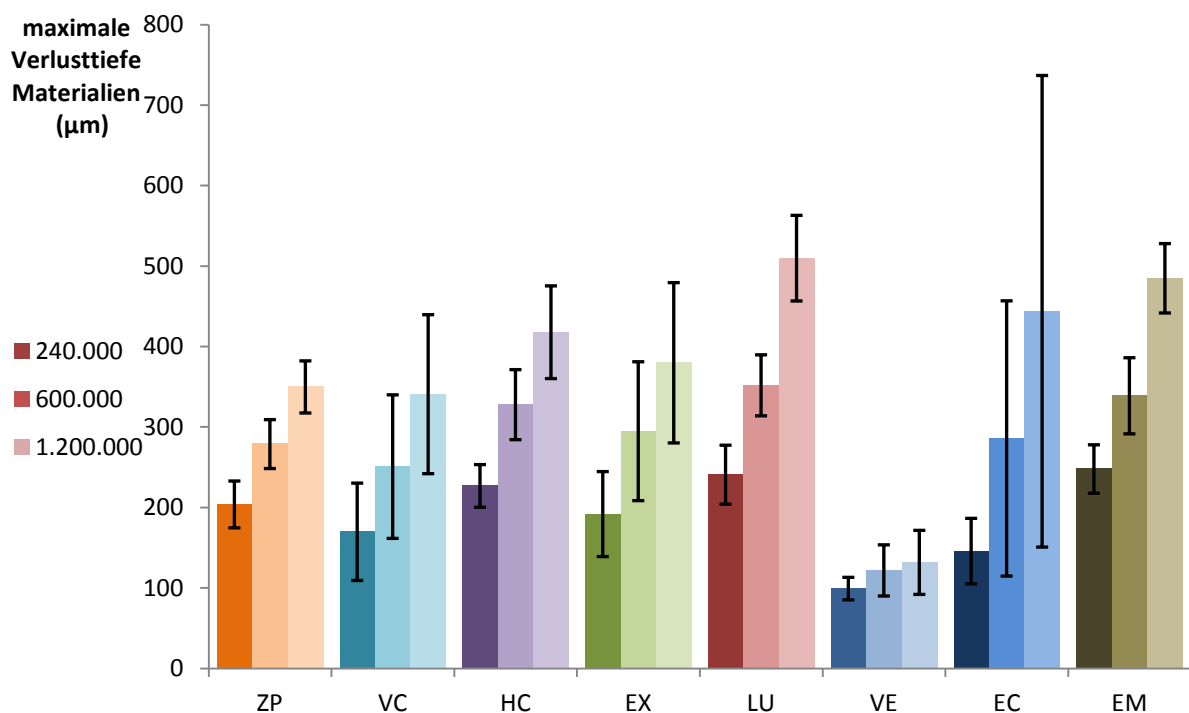


Abbildung 21: Maximale Materialverlusttiefe der Materialien nach Materialien und Kauzyklen

## 6.2.4 Maximale Materialverlusttiefe der Antagonisten

Jeweils nach 240.000, 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen konnten bei der maximalen Materialverlusttiefe der Antagonisten zwischen den Gruppen signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) festgestellt werden (Tabelle 18).

**Tabelle 18: Deskriptive Statistik der maximalen Materialverlusttiefe der Antagonisten (in  $\mu\text{m}$ )**

	Zyklenzahl	MW (SD)	95% KI	Min / Median / Max
<b>ZP</b>	240.000	-185 (98,3) <sup>a *</sup>	(-255; -114)	-333 / -134 / -88,1
	600.000	-104 (31,6) <sup>b</sup>	(-127; -81,8)	-137 / -112 / -44,1
	1.200.000	-135 (108) <sup>b *</sup>	(-213; -57,7)	-440 / -105 / -59,3
<b>VC</b>	240.000	-54,3 (7,26) <sup>b</sup>	(-59,5; -49,1)	-68,2 / -54,6 / -45,7
	600.000	-58,0 (4,54) <sup>c</sup>	(-61,3; -54,8)	-64,0 / -58,0 / -50,5
	1.200.000	-114 (116) <sup>b *</sup>	(-197; -30,9)	-439 / -81,8 / -46,6
<b>HC</b>	240.000	-209 (113) <sup>a *</sup>	(-289; -128)	-420 / -165 / -138
	600.000	-203 (21,3) <sup>a</sup>	(-218; -188)	-241 / -198 / -170
	1.200.000	-217 (64,9) <sup>a,b</sup>	(-263; -170)	-384 / -192 / -155
<b>EX</b>	240.000	-88,1 (15,0) <sup>b</sup>	(-98,8; -77,3)	-107 / -93,4 / -68,4
	600.000	-109 (24,5) <sup>b</sup>	(-126; -91,4)	-140 / -107 / -73,6
	1.200.000	-119 (27,1) <sup>b</sup>	(-139; -100)	-161 / -115 / -81,1
<b>LU</b>	240.000	-69,0 (11,4) <sup>b</sup>	(-77,2; -60,9)	-80,8 / -71,0 / -50,0
	600.000	-96,5 (12,9) <sup>b,c</sup>	(-106; -87,3)	-117 / -97,2 / -81,1
	1.200.000	-107 (16,0) <sup>b</sup>	(-119; -95,6)	-138 / -106 / -85,6
<b>VE</b>	240.000	-120 (11,0) <sup>a,b</sup>	(-128; -112)	-137 / -120 / -107
	600.000	-183 (10,8) <sup>a</sup>	(-191; -175)	-195 / -184 / -164
	1.200.000	-279 (12,6) <sup>a</sup>	(-288; -270)	-295 / -281 / -262
<b>EC</b>	240.000	-86,3 (9,55) <sup>a</sup>	(-93,1; -79,5)	-107 / -87,2 / -74,1
	600.000	-120 (27,4) <sup>b,c</sup>	(-140; -101)	-181 / -113 / -94,5
	1.200.000	-153 (52,3) <sup>b</sup>	(-191; -116)	-279 / -150 / -102
<b>EM</b>	240.000	-80,8 (37,5) <sup>b *</sup>	(-108; -54,0)	-183 / -71,9 / -46,4
	600.000	-101 (41,9) <sup>b *</sup>	(-131; -74,4)	-215 / -94,8 / -65,0
	1.200.000	-113 (36,2) <sup>b</sup>	(-139; -87,3)	-200 / -111 / -74,1

<sup>a, b, c, d</sup> geben signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der Messwerte gemäß Post-hoc-Scheffé-Test wieder ; \* = Gruppe nicht der Normalverteilung entsprechend

Nach 240.000 Zyklen wurden zwei homogene Untergruppen identifiziert. Die Antagonisten der Materialien HC und ZP zeigten signifikant größere Werte der maximalen Materialverlusttiefe als Antagonisten der Materialien VC, LU, EX, EC und EM.

Nach 600.000 Zyklen konnten drei homogene Untergruppen beobachtet werden. Die Antagonisten der Materialien HC und VE zeigten die signifikant höchsten Verlustwerte. EC hatte eine signifikant kleinere maximale Materialverlusttiefe als HC und VE, aber eine signifikant höhere maximale Materialverlusttiefe als VC.

Nach 1.200.000 Zyklen wurden zwei homogene Untergruppen festgestellt. Die VE-Antagonisten hatten signifikant größere Werte als die Antagonisten der Materialien EC, ZP, EX, VC, EM und LU.

Bei den Antagonisten der Materialien ZP und HC konnte keine Steigerung der maximalen Materialverlusttiefe bei steigender Kauzyklenzahl beobachtet werden (Abbildung 22).

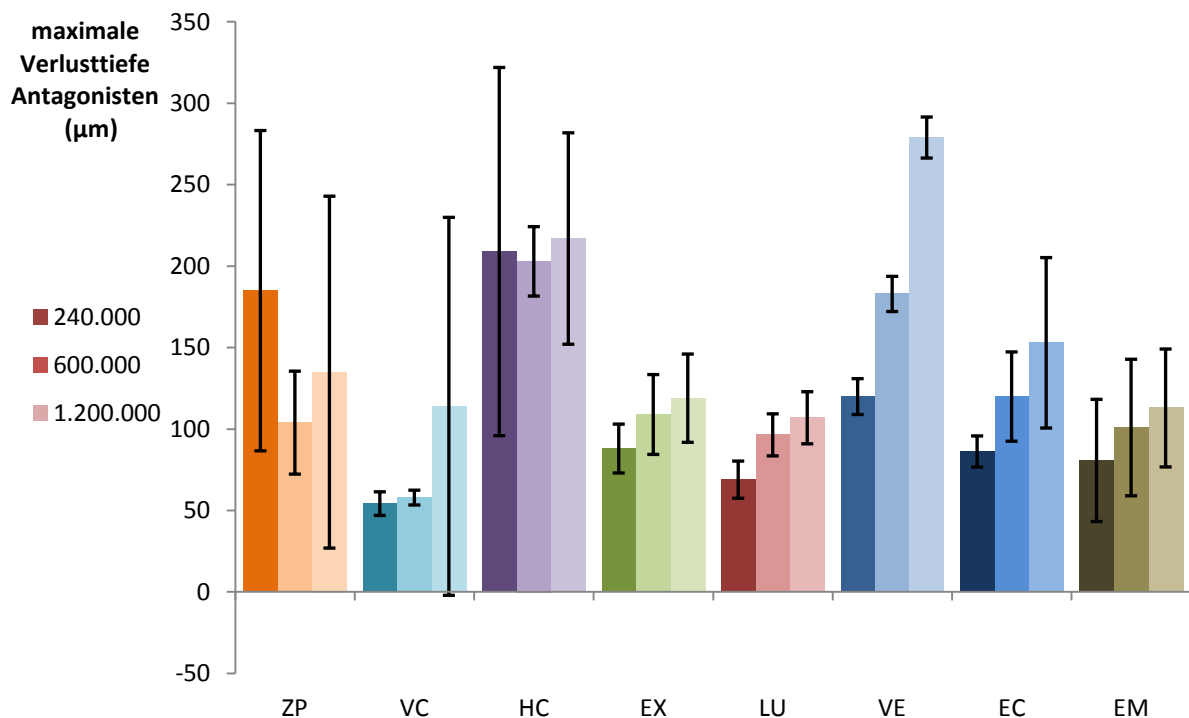


Abbildung 22: Maximale Materialverlusttiefe der Antagonisten nach Materialien und Kauzyklen

## 6.2.5 Summation der Volumenverluste von Werkstoff und Antagonist

Nach 1.200.000 Zyklen wurden die Volumenverluste der verschiedenen Werkstoffe jeweils mit deren Antagonisten summiert (Abbildung 23).

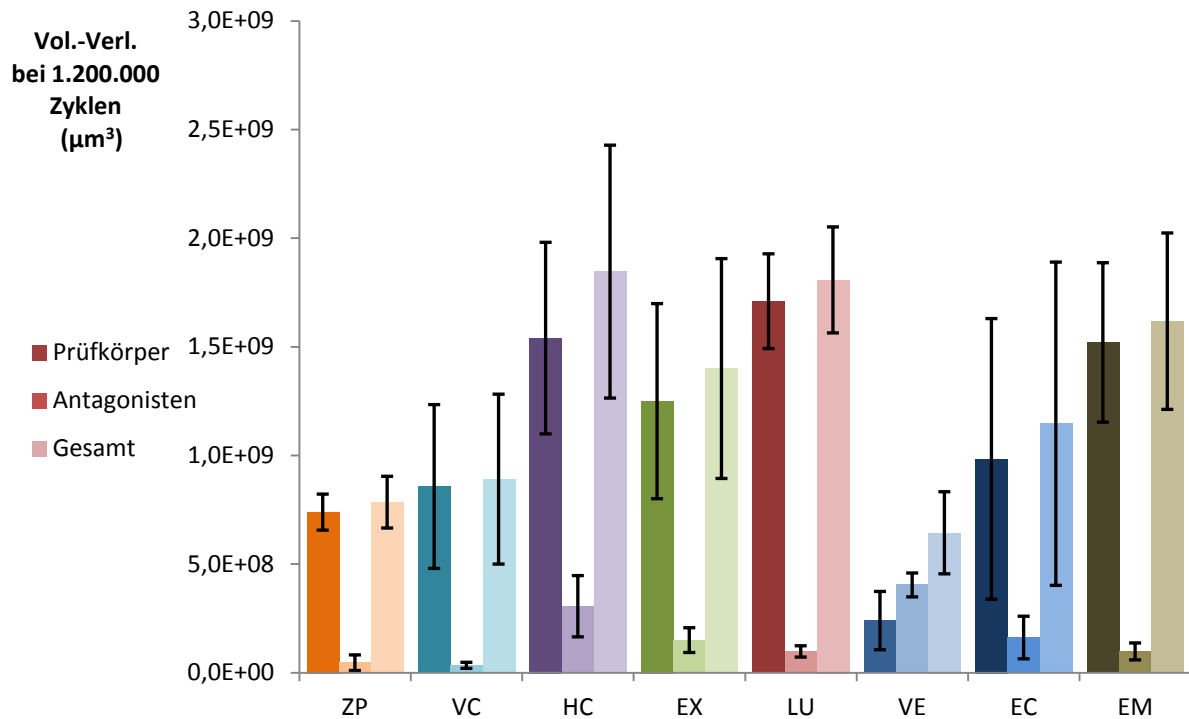


Abbildung 23: Gesamtvolumenverluste der Materialien mit deren Antagonisten bei 1.200.000 Kauzyklen

Der Gesamtmaterialverlust war bei HC und LU am höchsten. Die PMMA-haltigen Kunststoffe ZP und VC zeigten einen geringeren Gesamtverlust als die Keramiken EC und EM. Der summierte Volumenverlust war bei VE verglichen mit allen anderen Materialien am geringsten.

## 6.3 Ergebnisse der Härtemessungen

Die deskriptive Statistik (MW, SD, 95% KI, Minimum, Median, Maximum) mit den Signifikanzen des Post-hoc-Scheffé-Tests für Martenshärte (HM), Eindringhärte ( $H_{IT}$ ) und Eindringmodul ( $E_{IT}$ ) sind in den Tabellen 19-21 dargestellt. Die Verletzung der Annahme der

Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk (für alle  $p < 0,05$ ) wurde bei der Martenshärte (HM) sowie der Eindringhärte ( $H_{IT}$ ) in einem von 8 Fällen (12,5 %) und bei dem Eindringmodul ( $E_{IT}$ ) in zwei von 8 Fällen (25 %) festgestellt. Die maximale Eindringtiefe betrug 52  $\mu\text{m}$ .

### 6.3.1 Martenshärte

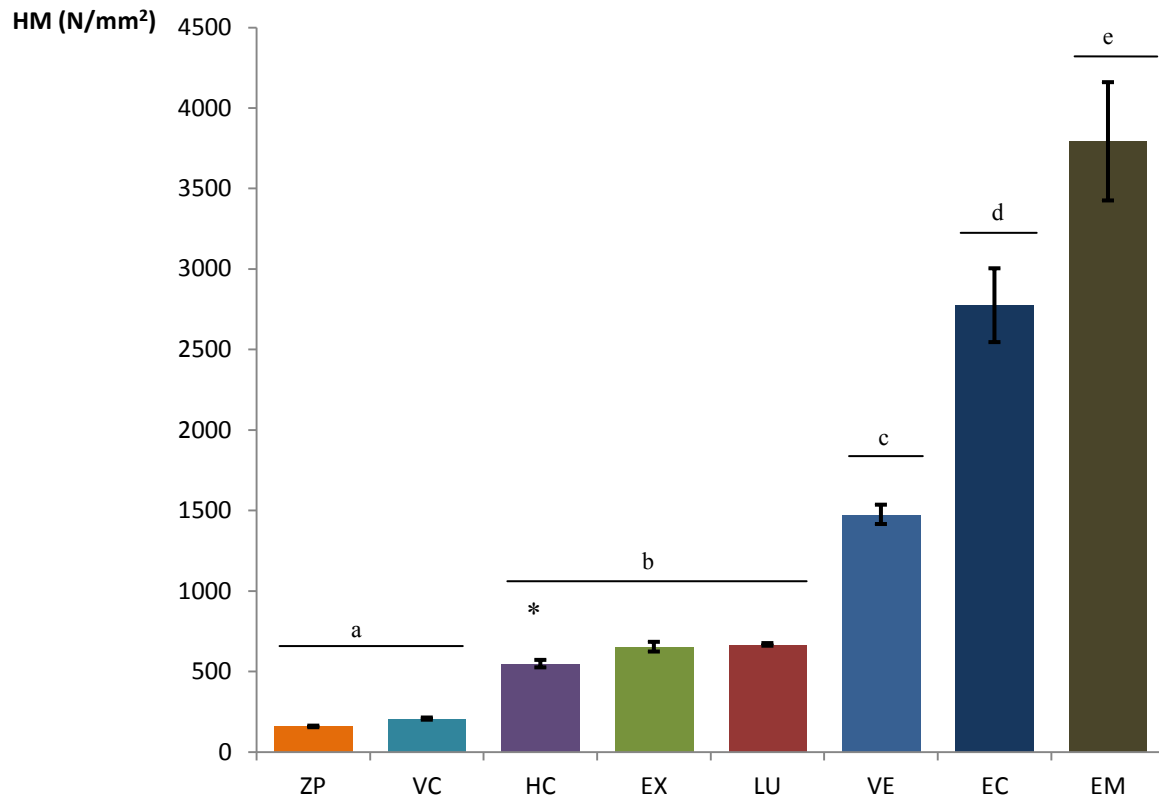
Die in der Untersuchung geprüften Materialien zeigten einen signifikanten Einfluss auf die HM ( $p < 0,001$ ). Insgesamt konnten fünf homogene Untergruppen identifiziert werden (Tabelle 19).

**Tabelle 19: Deskriptive Statistik der Martenshärte HM ( $\text{N/mm}^2$ )**

	<b>MW (SD)</b>	<b>95% KI</b>	<b>Min / Median/ Max</b>
<b>ZP</b>	158 (4,99) <sup>a</sup>	(154; 162)	151 / 158 / 166
<b>VC</b>	207 (6,75) <sup>a</sup>	(201; 212)	195 / 208 / 216
<b>HC</b>	548 (23,2) <sup>b *</sup>	(531; 565)	494 / 558 / 569
<b>EX</b>	654 (30,2) <sup>b</sup>	(631; 676)	615 / 649 / 707
<b>LU</b>	668 (8,20) <sup>b</sup>	(661; 674)	654 / 667 / 681
<b>VE</b>	1475 (60,1) <sup>c</sup>	(1432; 1519)	1409 / 1476 / 1605
<b>EC</b>	2775 (229) <sup>d</sup>	(2610; 2939)	2409 / 2715 / 3073
<b>EM</b>	3793 (367) <sup>e</sup>	(3529; 4056)	3181 / 3726 / 4504

<sup>a, b, c, d, e</sup> geben signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der Messwerte gemäß Post-hoc-Scheffé-Test wieder; \* = Gruppe nicht der Normalverteilung entsprechend

Die signifikant kleinste HM konnte für die Materialien ZP und VC festgestellt werden. Die Materialien HC, EX und LU zeigen signifikant größere Werte als ZP und VC und signifikant kleinere Werte als VE, EC und EM. Jeweils signifikante Unterschiede zu allen anderen geprüften Materialien zeigen VE, EC und die EM. Dabei hat EC signifikant größere HM als VE und signifikant niedrigere HM als EM. Für die Kontrollgruppe EM wurde die signifikant höchste HM aller Materialien festgestellt (Abbildung 24).



— signifikante homogene Gruppen; \* nicht der Normalverteilung entsprechend  
Abbildung 24: Mittelwerte mit Standardabweichung für die Martenshärte HM (N/mm²)

### 6.3.2 Eindringhärte

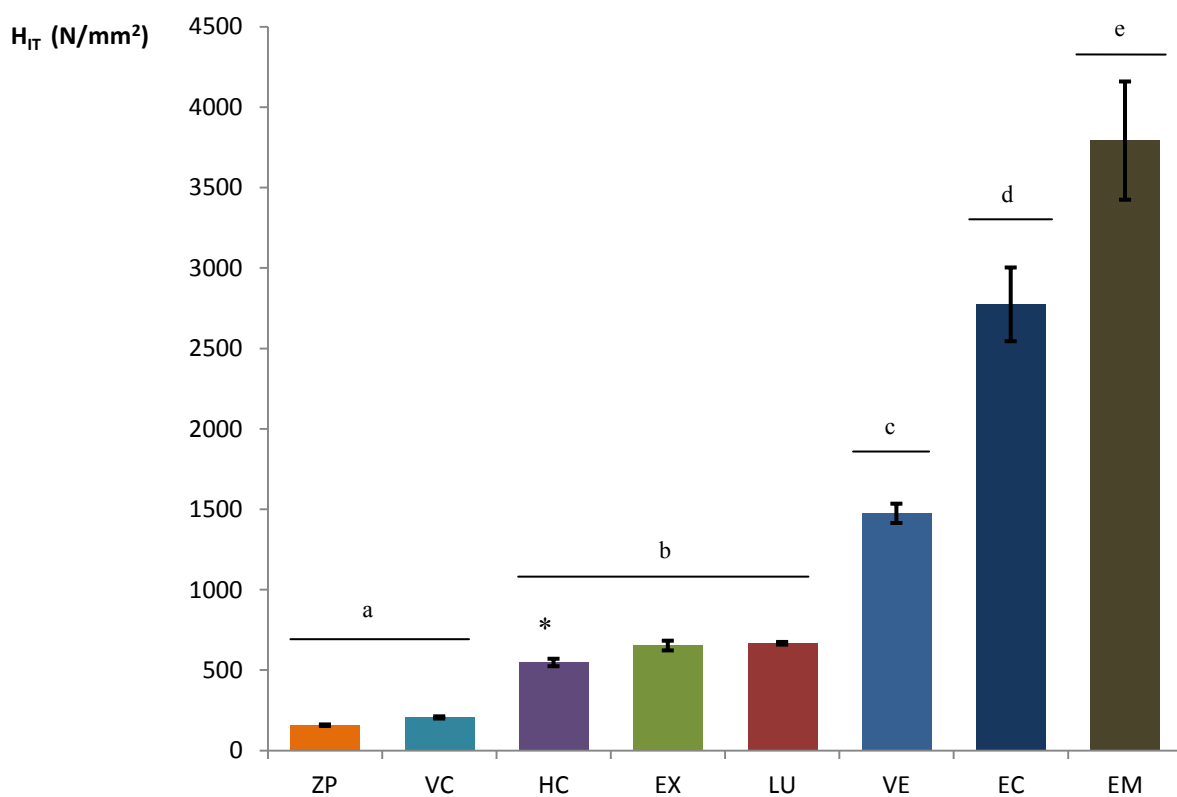
Bei den untersuchten Materialien konnten für die  $H_{IT}$  signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) festgestellt werden. Es wurden fünf homogene Untergruppen identifiziert (Tabelle 20).

Tabelle 20: Deskriptive Statistik der Eindringhärte  $H_{IT}$  (N/mm²)

	MW (SD)	95% KI	Min / Median/ Max
<b>ZP</b>	228 (6,93) <sup>a</sup>	(223; 234)	217 / 228 / 241
<b>VC</b>	301 (7,74) <sup>a</sup>	(295; 307)	290 / 302 / 311
<b>HC</b>	803 (27,4) <sup>b *</sup>	(782; 823)	748 / 817 / 828
<b>EX</b>	998 (46,0) <sup>b</sup>	(965; 1032)	944 / 984 / 1086
<b>LU</b>	1048 (13,5) <sup>b</sup>	(1038; 1058)	1024 / 1047 / 1065
<b>VE</b>	2475 (113) <sup>c</sup>	(2394; 2557)	2346 / 2462 / 2687
<b>EC</b>	5636 (332) <sup>d</sup>	(5398; 5873)	5273 / 5554 / 6211
<b>EM</b>	6634 (476) <sup>e</sup>	(6293; 6975)	5954 / 6582 / 7463

<sup>a, b, c, d, e</sup> geben signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der Messwerte gemäß Post-hoc-Scheffé-Test wieder; \* = Gruppe nicht der Normalverteilung entsprechend

Die Materialien ZP und VC zeigten die signifikant kleinste  $H_{IT}$ . HC, EX und LU haben eine signifikant größere  $H_{IT}$  als ZP und VC und signifikant kleinere  $H_{IT}$  als VE, EC und EM. Jeweils signifikante Unterschiede zu allen anderen Materialien zeigen VE, EC und die EM. EC hat eine signifikant größere  $H_{IT}$  als VE und signifikant kleinere  $H_{IT}$  als EM. Für die untersuchte Kontrollgruppe EM wurde die signifikant höchste  $H_{IT}$  aller Materialien festgestellt (Abbildung 25).



— signifikante homogene Gruppen; \* nicht der Normalverteilung entsprechend  
 Abbildung 25: Mittelwerte mit Standardabweichung für die Eindringhärte  $H_{IT}$  (N/mm<sup>2</sup>)

### 6.3.3 Eindringmodul

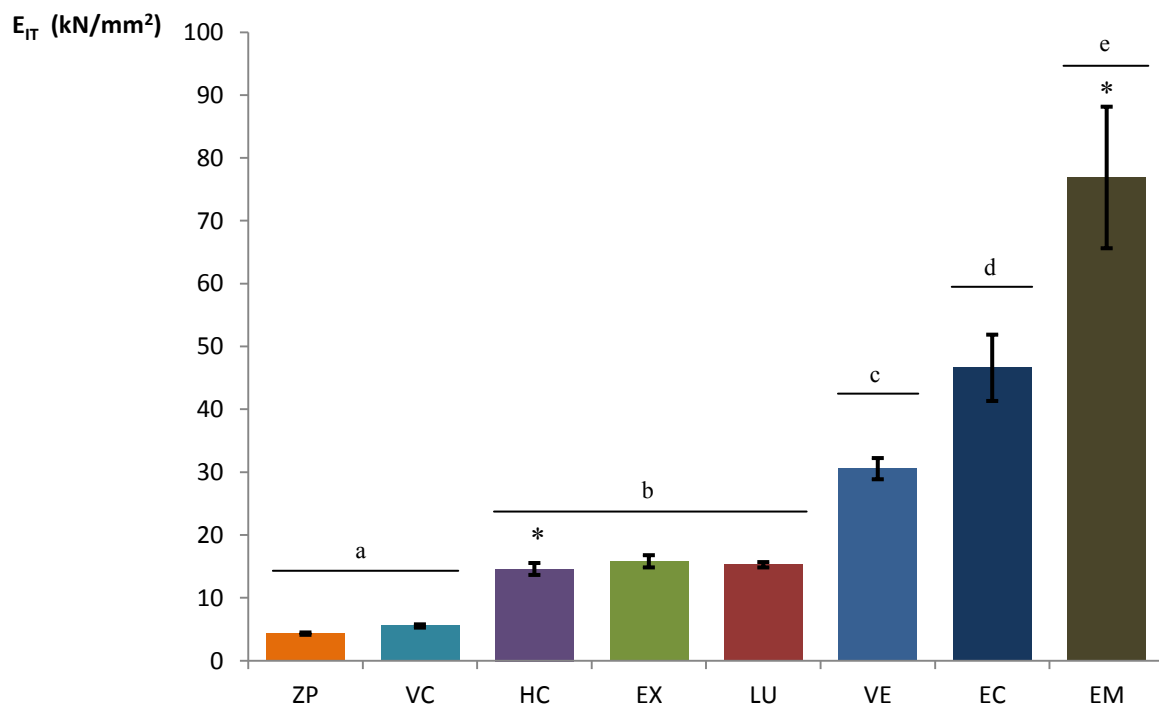
Für das  $E_{IT}$  konnten bei den untersuchten Materialien signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) und insgesamt fünf homogene Untergruppen festgestellt werden (Tabelle 21).

Tabelle 21: Deskriptive Statistik des Eindringmoduls  $E_{IT}$  (kN/mm<sup>2</sup>)

	MW (SD)	95% KI	Min / Median/ Max
<b>ZP</b>	4,32 (0,187) <sup>a</sup>	(4; 5)	4,00 / 4,30 / 4,60
<b>VC</b>	5,54 (0,259) <sup>a</sup>	(5; 6)	5,00 / 5,60 / 5,90
<b>HC</b>	14,6 (0,949) <sup>b *</sup>	(13; 16)	12,2 / 14,8 / 15,4
<b>EX</b>	15,8 (0,973) <sup>b</sup>	(15; 17)	14,2 / 16,0 / 17,7
<b>LU</b>	15,3 (0,426) <sup>b</sup>	(14; 16)	14,2 / 15,4 / 15,6
<b>VE</b>	30,6 (1,69) <sup>c</sup>	(29; 32)	28,4 / 30,3 / 33,3
<b>EC</b>	46,6 (5,28) <sup>d</sup>	(42; 51)	37,6 / 46,1 / 53,3
<b>EM</b>	76,9 (11,26) <sup>e *</sup>	(68; 85)	57,5 / 75,1 / 99,6

<sup>a, b, c, d, e</sup> geben signifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb der Messwerte gemäß Post-hoc-Scheffé-Test wieder; \* = Gruppe nicht der Normalverteilung entsprechend

Das signifikant kleinste  $E_{IT}$  haben die Materialien ZP und VC. Das  $E_{IT}$  für die Materialien HC, EX und LU ist signifikant höher im Vergleich zu ZP und VC und signifikant niedriger im Vergleich zu VE, EC und EM. EC zeigt dabei ein signifikant höheres  $E_{IT}$  als VE und ein signifikant niedrigeres  $E_{IT}$  als EM. Das höchste  $E_{IT}$  konnte für die Kontrollgruppe EM festgestellt werden (Abbildung 26).



— signifikante homogene Gruppen; \* nicht der Normalverteilung entsprechend  
Abbildung 26: Mittelwerte mit Standardabweichung für das Eindringmodul  $E_{IT}$  (kN/mm<sup>2</sup>)



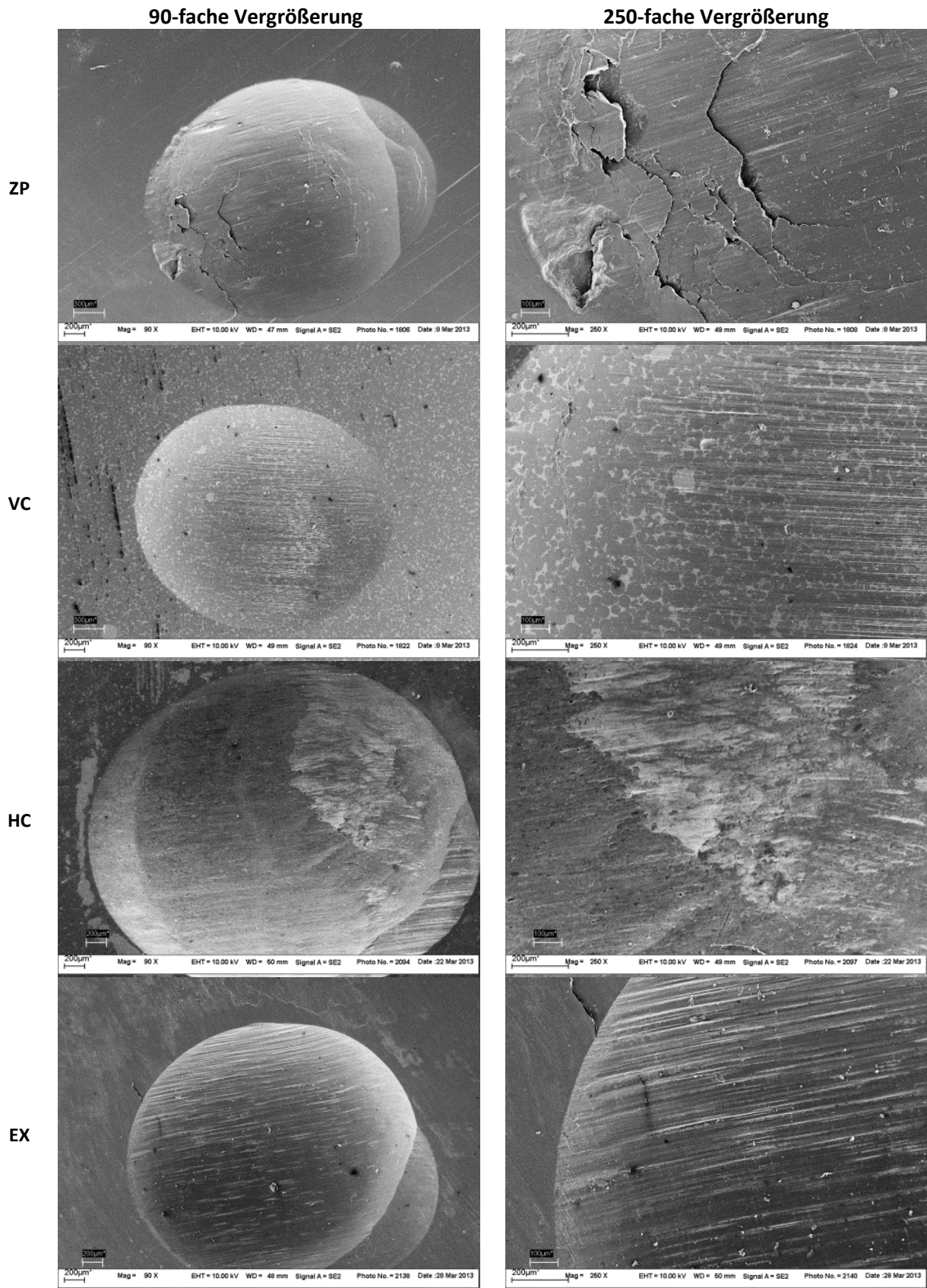
Eine Korrelation der Materialverluste mit HM ( $p=0,082$ ),  $H_{IT}$  ( $p=0,066$ ) und  $E_{IT}$  ( $p=0,406$ ) konnte bei den Materialien nicht festgestellt werden. Auch zwischen den Materialverlusten der Antagonisten lässt sich kein Zusammenhang mit HM ( $p=0,321$ ),  $H_{IT}$  ( $p=0,577$ ) und  $E_{IT}$  ( $p=0,119$ ) erkennen.

## 6.4 Rasterelektronenmikroskop

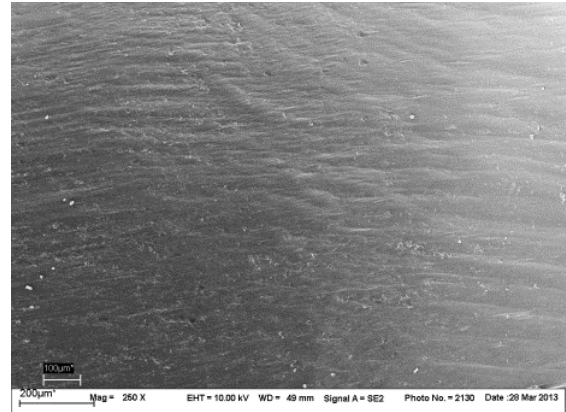
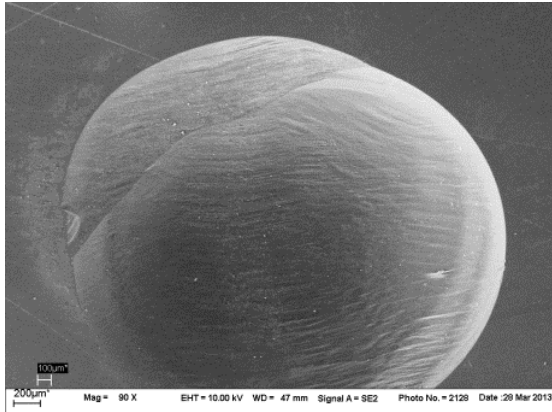
Die Auswertung der Bilder der einzelnen Werkstoffe nach 1.200.000 Kauzyklen zeigt deutliche Unterschiede in der Materialstruktur, bei den Schliffacetten und dem Materialverlust nach Kausimulation (Tabelle 22).

Bei ZP lässt sich eine Mikrorissbildung durch Materialverschiebungen feststellen. Die Risse liegen senkrecht zur Richtung der Lateralverschiebung. HC und EC zeigen kleine Abfrakturierungen von Material in der Zone der Lateralverschiebung des Antagonisten. VC, EX und VE zeigen Abrasionsspuren als eine homogene Riefung in gleicher Richtung, wie die Lateralverschiebung erfolgte. VC, EX und VE lassen im Vergleich zu LU, EC und EM deutlich ausgeprägtere Schliffacetten erkennen. Bei VC lassen sich bereits bei 90-facher Vergrößerung Inhomogenitäten in der Materialstruktur erkennen. Bei 250-facher Vergrößerung heben sich die Füllkörper deutlich von der Polymermatrix ab.

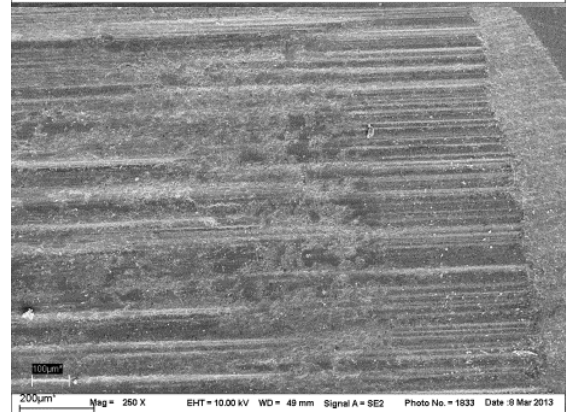
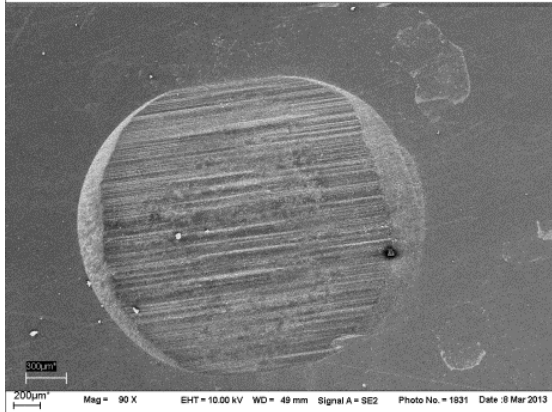
Tabelle 22: Werkstoffe im REM, mit 90-facher und 250-facher Vergrößerung.



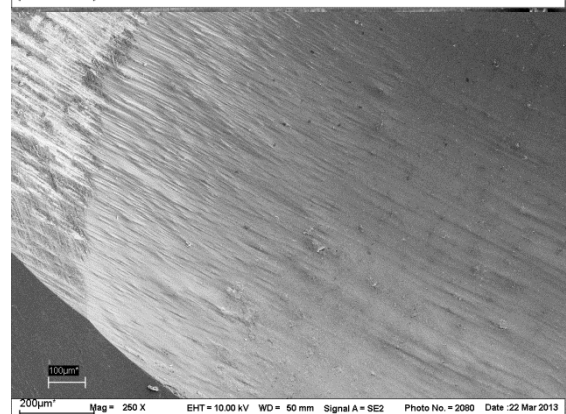
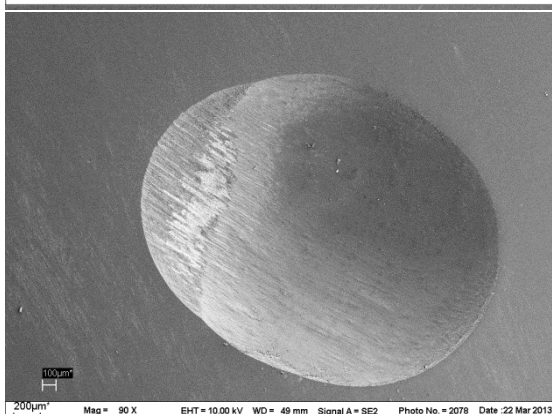
LU



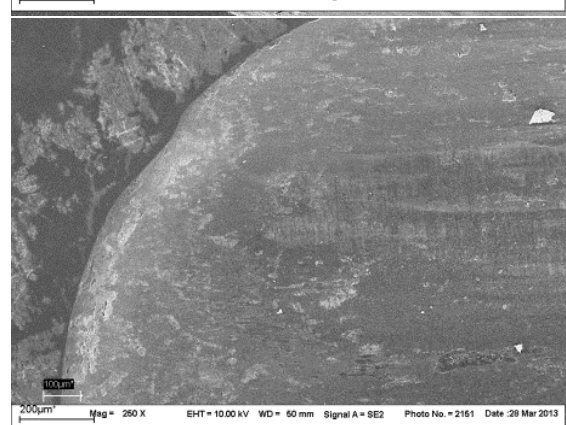
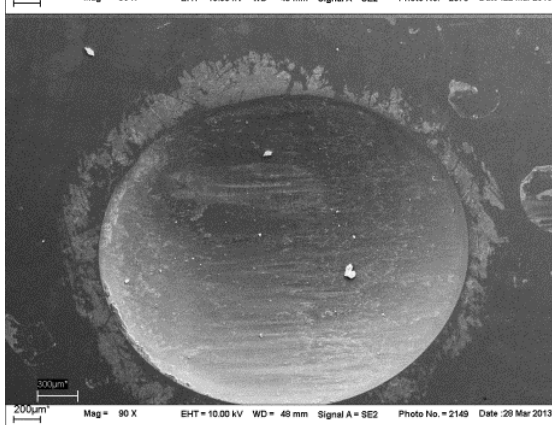
VE



EC



EM



## 7 Diskussion

Im Rahmen der statistischen Auswertung der Ergebnisse nach 1.200.000 Zyklen kann bei den Werten des Volumenverlustes festgestellt werden, dass LU die höchsten Materialverluste aller Werkstoffe zeigt. Die geringsten Volumenverluste zeigt VE. Innerhalb der Antagonisten können bei VE die höchsten und bei VC die geringsten Materialverluste beobachtet werden. Bei der maximalen Materialverlusttiefe der Werkstoffe zeigt VE die geringsten und LU die höchsten Werte und bei den Antagonisten LU die geringste und VE die höchste Materialverlusttiefe.

Bei der HM, der  $H_{IT}$  und dem  $E_{IT}$  haben jeweils ZP die niedrigsten und EM die höchsten Werte.

### 7.1 Werte der Volumenverluste

Besonders große Volumenverlustunterschiede konnten bei den Kompositmaterialien festgestellt werden. Betrachtet man den Keramikanteil der Materialien HC, EX und LU liegen diese mit Anteilen zwischen 70-80 Gew% nahe beieinander. Auch der Volumenverlust der Werkstoffe spiegelt diese Ähnlichkeit wieder (HC  $-15,4E+08 \mu m^3$ ; EX  $-12,5E+08 \mu m^3$ ; LU  $-17,1E+08 \mu m^3$  nach 1.200.000 Zyklen). Jedoch unterschieden sich die Volumenverluste der Antagonisten dieser Materialien erheblich. Während HC mit die höchsten Materialverluste bei den Antagonisten erzeugte (MW  $-3,06E+08 \mu m^3$  nach 1.200.000 Zyklen), verursachten EX vergleichsweise nur mäßige (MW  $-1,50E+08 \mu m^3$  nach 1.200.000 Zyklen) und LU geringe (MW  $-0,98E+08 \mu m^3$  nach 1.200.000 Zyklen) Verluste bei den Antagonisten. Alleine durch Beachtung des Keramikanteils lässt sich dieser Effekt nicht erklären. Es liegt daher die Vermutung nahe, dass statt des reinen Füllgehalts auch die einzelnen Materialkomponenten,

deren Form oder Größe sowie die Herstellungstechnik die Abrasivität der geprüften Materialien beeinflusst. Unterstützt wird dieser Verdacht auch durch die erstellten REM-Bilder. LU zeigte im Vergleich zu HC eine wesentliche glattere Abrasionsfläche (siehe Tabelle 22). In Betrachtung des Gesamtverlustes weist nicht LU, sondern HC den höchsten Verlust auf (Abbildung 23). Dies könnte darauf hindeuten, dass HC nicht nur stark abradert, sondern die im Material enthaltenen Partikel auch abrasiver für den Antagonisten sind als die von EX oder LU. Insgesamt konnte aber keine signifikante Korrelation zwischen dem Volumenverlust der Materialien und dem der Antagonisten festgestellt werden ( $p=0,085$ ).

Der Gesamtvolumenverlust verdeutlicht zudem, dass bei allen Materialien bis auf VE der Werkstoff selbst den Hauptteil zum Gesamtverlust beiträgt. VE zeigte bei niedrigem eigenem Materialverlust einen hohen Substanzverlust bei seinen Antagonisten. Der Gesamtverlust von VE liegt etwas unter der von ZP oder VC und zeigte den niedrigsten Materialverlust aller getesteten Materialien. Der Keramikanteil ist aber wesentlich höher (86 Gew%) als der von ZP und VC.

Aufgrund der geringen Härte werden die PMMA-haltigen Kunststoffe ZP und VC vor allem für die Herstellung von gefrästen Langzeitprovisorien empfohlen [63, 126, 127]. Zudem wurde festgestellt, dass PMMA-haltige CAD/CAM-Provisorien vor und nach Alterung durch Thermozyklen eine bessere Randpassung als konventionelle Bis-Acryl-Provisorien zeigten [128].

Die Härtemessungen dieser Studie bestätigten die im Vergleich zu allen anderen getesteten Materialien signifikant niedrigeren Werte für HM,  $H_{IT}$  und  $E_{IT}$  von ZP und VC. Beide Materialien zeigten aber im Vergleich zu HC, EX und LU, die einen höheren Keramikanteil und höhere Werte für HM,  $H_{IT}$  und  $E_{IT}$  besitzen, geringere Materialverluste. Gleichzeitig erzeugen ZP und VC sehr niedrige Materialverluste an den Antagonisten. Aus der

gemessenen Martenshärte lässt sich in diesem Fall nicht der geringe Volumenverlust erklären. Die geringe Härte könnte aber die Schonung der Antagonisten erklären. Das geringe  $E_{IT}$  und die Mikrorissbildung bei ZP deuten darauf hin, dass die PMMA-haltigen Werkstoffe selbst bei Einschlag des Antagonisten und der Lateralbewegung eher verformt als abradiert werden. In einer 2-Körper-Abrasionsstudie wurden hingegen bei den Materialien ZP und VC höhere Materialverluste als bei HC beobachtet [80]. Im Vergleich zur Glaskeramik VITA Mark II konnten bei ZP, VC und HC deutlich höhere Materialverluste festgestellt werden. ZP, VC und HC schonten aber den Antagonisten [80]. Dies widerspricht den Ergebnissen dieser Untersuchung. Eine mögliche Ursache könnte der unterschiedliche Versuchsaufbau der beiden Studien sein. Bei ZP und VC konnten sowohl beim Material als auch bei deren Antagonisten niedrigere Materialverluste im Vergleich zur Glaskeramik EC beobachtet werden. HC zeigte nach 1.200.000 Zyklen signifikant größere Abrasionsverluste der Materialien als es ZP und VC taten. Da die Wahl des Kausimulators das Verschleißergebnis beeinflussen kann [36], könnte die Verwendung unterschiedlicher Kausimulatoren die Materialien unterschiedlichen Belastungssimulationen ausgesetzt haben.

Das Material LU zeigte nach 1.200.000 Zyklen die höchsten Materialverluste aller Werkstoffe bei geringen Materialverlusten seiner Antagonisten. Eine weitere Studie zeigte ebenfalls einen höheren vertikalen Materialverlust bei LU als bei EC oder EM. Die Antagonisten (Schmelz) wurden auch in dieser Studie weniger abradiert [51].

Die Kontrollgruppe EM besteht zu 100 % aus Keramik ( $LiS_2$ ). Gemäß der zusätzlich geäußerten Annahme, dass der keramische Füllgehaltsanteil möglicherweise einen Einfluss auf das Abrasionsverhalten hat, müsste EM mit die kleinsten Materialverluste aller getesteten Werkstoffe aufweisen. Die Kausimulation zeigte jedoch, dass EM zusammen mit den Kompositen HC und LU die höchsten Materialverluste aufweist. Beide Keramiken EC und



EM zeigten erstaunlicherweise höhere Materialverluste als die Kunststoffmaterialien ZP und VC, obwohl die Martenshärte von EC und EM signifikant höher ist als die von ZP und VC. Durch die Höhe des Keramikanteils lässt sich dieses Ergebnis nicht erklären. In Verbindung mit den Ergebnissen aus der Härtemessung lässt sich auch in diesem Fall die Vermutung ableiten, dass die wesentlich weicheren Kunststoffe beim Einschlag des Antagonisten einen Puffereffekt erzeugen und nicht abradiert werden, sondern das Material vom Antagonisten zum Teil verdrängt wird und anschließend zurückfedert. Allerdings wurden für ZP und VC auch deutlich geringere Werte bei  $E_{IT}$  gemessen. Für eine genauere Aussage müssen weitere Studien abgewartet werden.

Eine frühere Studie stellte fest, dass die Kunststoffe (ZP, CT und HC) tendenziell höhere (vertikale) Materialverluste als Keramiken (VITA Mark II) zeigen [80]. Allerdings wurden nicht Metall-, sondern Schmelzantagonisten gewählt. Ein Vergleich zu den hier dargestellten Ergebnissen wird dadurch erschwert, dass das Material der Antagonisten Einfluss auf die Höhe der Substanzverluste an Werkstoffen haben kann [129].

Auch bei den Materialverlusten der Antagonisten kann keine Korrelation mit der Höhe des Keramikanteils in den Materialien konstatiert werden. Es wäre möglich, dass mit zunehmendem Keramikanteil und zunehmender Härte der Antagonist stärker abradiert wird. Dies können die Ergebnisse nicht bestätigen, da die stärksten Materialverluste bei den VE- und HC-Antagonisten beobachtet wurden, während die Antagonisten von Keramiken EC und EM deutlich geringer abradiert worden sind. Eine weitere Möglichkeit bestünde in der Annahme, dass Keramikpartikel im Vergleich zu Kunststoffpartikeln abrasiver sind und damit die Materialverluste verstärken. Bei der reinen Betrachtung der Antagonisten von ZP, VC, EC und EM kann dies durch die höheren Materialverluste der Antagonisten der Keramikmaterialien bestätigt werden. Allerdings verursachte HC (ca. 70 Gew%

Keramikanteil) deutlich höhere Materialverluste an den Antagonisten als EX und LU (beide ca. 80 Gew% Keramikanteil). Es liegt die Schlussfolgerung nahe, dass die Kumulation einer Reihe verschiedener Faktoren (einschließlich der beiden genannten) ursächlich für die Höhe der Materialverluste zu sein scheint. Als weitere Faktoren können das Verbundnetzwerk, die Monomerzusammensetzung, der Produktionsprozess und die Größe und Form der Keramikpartikel in Betracht gezogen werden. Bei Keramiken konnte bereits gezeigt werden, dass auch die Oberflächenvergütung Einfluss auf die Materialverluste der Antagonisten haben kann [113, 130, 131]. Da für diese Studie eine standardisierte Oberflächenpolitur durchgeführt worden ist, kann diese Beeinflussung in dieser Studie ausgeschlossen werden.

Von allen 8 getesteten Materialien zeigte die Hybridkeramik VE die geringsten Materialverluste. VE ist ein polymerinfiltriertes Keramiknetzwerk (PICN, polymer-infiltrated-ceramic-network), der Keramikanteil beträgt nur etwa 86 Gew%. Die reinen Keramiken EC und EM zeigten höhere Materialverluste. Auch dies bestätigt, dass aus der Betrachtung des Keramikanteils nicht auf die Abrasionsfähigkeit geschlossen werden kann und die Arbeitshypothese nicht aufrechterhalten werden kann. Bei PICNs konnte bereits gezeigt werden, dass sich die Eigenschaften von Feldspatkeramiken durch Polymerinfiltration sogar verbessern lassen. Dabei spielt das Verhältnis von Keramik und Polymernetzwerk eine Rolle [116].

## **7.2 Werte der maximalen vertikalen Verlusttiefe**

Die Werte der maximalen Einschlagtiefe bei Materialien wurden bei dieser Untersuchung ebenfalls erfasst. Dies war möglich, da das Ausgabeprotokoll der Software Match 3D



automatisch auch diese Werte aus den Koordinatendaten errechnet. Die Daten sollten die Ergebnisse aus dem Volumenverlust bestätigen, wenn man davon ausgeht, dass der Stahlantagonist alle Stellen des Abrasionsfeldes gleichmäßig abradiert, und zwar gemäß der Annahme: Je größer die Materialverluste, desto tiefer der Abrasionskrater.

Zudem beziehen sich einige Studien bei ihren Verlustmessungen nicht auf Volumenverluste, sondern auf vertikale Verlusttiefen (in mm) [80, 132-134]. Allerdings ist bei aktuellen Studien keine einheitliche Methode zur Quantifizierung der Materialverluste zu erkennen. Die Größe von Materialverlusten wird bei Materialstudien meist als Volumen (z.B. in mm<sup>3</sup>) und/oder als längste Verluststrecke von einer Referenzebene (z.B. tiefster Einschlagspunkt in µm) angegeben. DeLong [7] stellte in Bezug auf die klinische Relevanz von Verschleißparametern fest, dass die Messung des Volumenverlustes („volume“) der der längsten Verluststrecke („depth“ oder „vertical substance loss“) vorzuziehen ist. Die Aussagekraft der längsten Verluststrecke sei geringer, da sie stark von der Definition der Messpunkte und der Messrichtung abhängt. Auch Größe und Form der OCA könnten verzerrend wirken. Die Verwendung der längsten Verluststrecke sei historisch bedingt, da sie mit der des Höhenverlustes („vertical high“) gleichgesetzt worden sei.

Bis heute finden beide Parameter in unterschiedlichen Kombinationen in der Materialforschung Anwendung. Nach wie vor werden sowohl der Volumenverlust [9, 88, 135, 136] als auch die längste Verluststrecke [80, 132-134] oder beide Parameter [137-141] für die Beschreibung von Materialverlusten bei In-vitro-Verschleißtests verwendet (Tabelle 23).

**Tabelle 23: Parameter zur Materialverlustmessung in Studien 2012 - 2014 (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)**

<b>Volumenverlust</b>	<b>Volumenverlust + vertikale Verlusttiefe</b>	<b>vertikale Verlusttiefe</b>
Lawson et al. (2014)	D'Arcangelo et al. (2014)	Stawarczyk et al. (2013)
Koottathape et al. (2014)	Koottathape et al. (2014)	Kyoizumi et al. (2013)
Reinders et al. (2013)	Finlay et al. (2013)	Mitov et al. (2012)
Cao et al. (2013)	Theocharopoulos et al. (2013)	Preis et al. (2012)
	DeLong et al. (2012)	

Die Aussagekraft des in dieser Untersuchung verwendeten vertikalen Substanzverlustes - der maximalen Materialverlusttiefe - ist allerdings deutlich eingeschränkt. Beim Vergleich der Messwerte aus dem Volumenverlust und der maximalen Verlusttiefe wird nur eine geringe Korrelation zwischen den beiden Parametern erkennbar.

Eine Studie von In-vitro-Einflussfaktoren bei Materialverlusten von Keramik konnte zeigen, dass bei gleicher Tendenz die Korrelation zwischen dem Volumenverlust und der maximalen vertikalen Verlusttiefe geringer war als zwischen dem Volumenverlust und der gemittelten vertikalen Verlusttiefe [142].

Die maximale Materialverlusttiefe bei ZP zeigt, dass der Materialverlust nach 240.000 Kauzyklen höher gewesen ist als nach 600.000 oder nach 1.200.000 Kauzyklen. Bei HC-Antagonisten ist die maximale Materialverlusttiefe nach 600.000 Kauzyklen geringer als nach 240.000 Zyklen. In beiden Fällen würde das bedeuten, dass es mit steigender Zyklenzahl zu einem Materialauftrag gekommen ist. Dies kann angesichts der verwendeten Stahlantagonisten und im Vergleich zu den Ergebnissen aus den Volumenverlusten bezweifelt werden. Zudem fällt auf, dass die Volumenverluste von ZP im Vergleich zu den anderen Materialien eher gering sind, während die maximale Verlusttiefe vergleichsweise höhere Werte aufweist. Die Standardabweichung bei der maximalen Materialverlusttiefe der Antagonisten fällt bei den Materialien ZP-, VC- und HC-Antagonisten hoch aus. Diese Beobachtungen deuten darauf hin, dass durch das weiche Kunststoffmaterial der Werkstoffe von ZP und VC der Materialverlust der Antagonisten so gering ist, dass der Messfehler bei der Bestimmung der maximalen Materialverlusttiefe zu groß wird. Durch die Verwendung des Scansprays, das ebenfalls einen Materialauftrag darstellt, aber auch durch den notwendigen Überlagerungsprozesses können bei geringen Materialverlusten Messfehler entstehen.

Bei den Werten der maximalen Materialverlusttiefe konnte eine größere Streuung innerhalb der Gruppen beobachtet werden. Während bei den Volumenmessungen eine Verletzung der Normalverteilung bei 16,7 bzw. 8,3 % der Fälle beobachtet werden konnte, wurde bei der maximalen Materialverlusttiefe eine Verletzung der Normalverteilung bei jeweils 25 % der Fälle festgestellt. Ein Grund für die höhere Streuung in den Werten der maximalen Einschlagtiefe können auch Pixelfehler des CCD-Chips sein. Diese setzten sich in der Punktdatenwolke als ausbrechender Wolkenpunkt fort. Da die maximale Materialverlusttiefe nur zum tiefsten Pixel gemessen wird, würde ein abweichendes Pixel die Werte verfälschen (Abbildung 27).

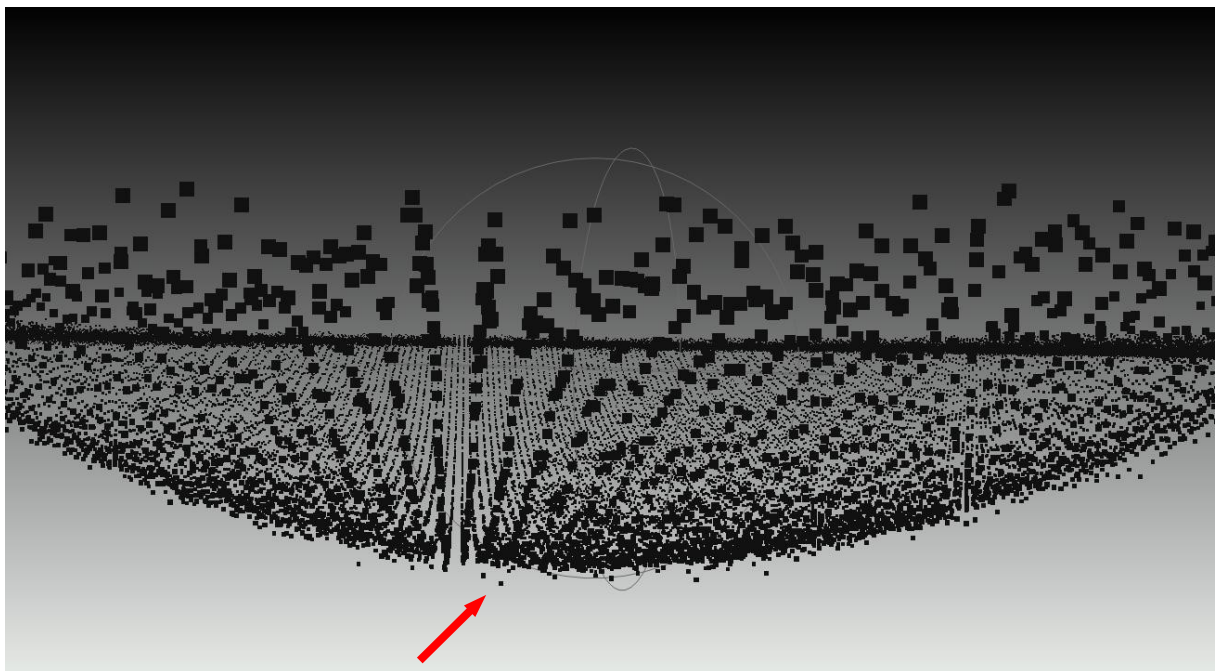


Abbildung 27: Punktdatenwolke des Abrasionsbereichs eines Materialscans mit Pixelfehler

### 7.3 Härtemessung

Bei der Härtemessung zeigten Werkstoffe mit hohem Keramikanteil höhere  $HM$ -,  $H_{IT}$ - und  $E_{IT}$ -Werte als solche mit geringem Keramikanteil. Die Materialien ohne Keramikanteile zeigten die geringsten  $HM$ -,  $H_{IT}$ - und  $E_{IT}$ -Werte. In Bezug auf die  $HM$ , die  $H_{IT}$  und das  $E_{IT}$  lässt sich also ein Einfluss des Keramikanteils erkennen, gemäß der Orientierung: Je höher der Keramikanteil, desto härter und steifer der Werkstoff. Da sich keine signifikante Korrelation zwischen den Ergebnissen aus der Härtemessung und der Höhe der Materialverluste feststellen lässt, liegt die Vermutung nahe, dass auch andere Parameter und Faktoren wie zum Beispiel Partikelgröße, Materialdichte oder der Kunststoffanteil die Materialverluste mit beeinflussen können [48].

Die Härtemessung wurde mit 10 N Belastung durchgeführt, da die Größe der Belastung einen Einfluss auf die  $HM$  zeigen kann [48]. Da auch die Aufschlagsgeschwindigkeit der Testpyramide auf dem Werkstoff und dessen Eindringtiefe einen Einfluss auf die Messergebnisse haben können [49], musste zusätzlich auf eine geringe Vorlaufgeschwindigkeit der Testpyramide und auf eine Eindringtiefe, die maximal 30 % der Gesamtdicke des Materialplättchens betragen durfte, geachtet werden.

Die Messwerte der Martenshärte aus früheren Studien [11, 51] konnten mit Ausnahme von VE bestätigt werden. Das hier getestete VE zeigte, im Vergleich zu der Studie von Mörmann et al., eine deutlich höhere  $HM$  (Abbildung 28). Dies könnte auf eine Materialverbesserung durch den Hersteller hindeuten, da diese Untersuchung bereits im Jahr 2013 veröffentlicht worden ist.

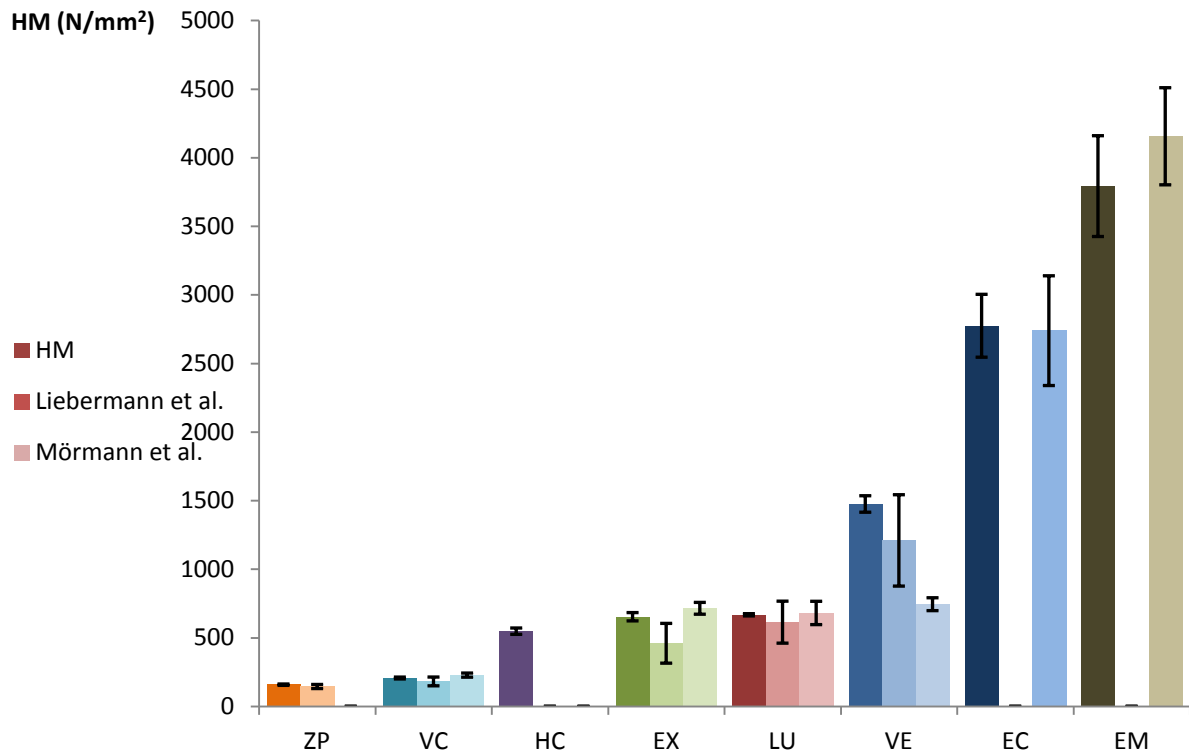


Abbildung 28: Vergleich der Messergebnisse für HM aus dieser Studie mit Mörmann et al. [51] und Liebermann et al. [11]

Da sich die  $H_{IT}$  von der HM vor allem in der Oberflächendefinition und der Definition der Eindringtiefe unterscheidet, ergibt sich eine enge Korrelation zwischen beiden Werten. Die  $H_{IT}$  betrachtet ausschließlich das plastische Verhalten des Werkstoffes und zeigt für alle Werkstoffe größere Werte als die HM. Dabei gilt, je größer der keramische Anteil des Werkstoffes ist, desto größer ist der Abstand zwischen HM und  $H_{IT}$ . Geringe Standardabweichung spricht für die große Messgenauigkeit der Prüfapparatur [11].

Auch für das  $E_{IT}$  kann aus den gemessenen Werten geschlossen werden, dass mit steigendem Keramikanteil auch die Werte für das  $E_{IT}$  steigen. Das  $E_{IT}$  beschreibt das elastische Verhalten des Werkstoffes beim Eindringvorgang und steht in Korrelation mit dem Elastizitätsmodul, ist aber nicht identisch [49]. Die geringe Steifigkeit der PMMA-Werkstoffe unterstreicht die Vermutung, dass das Rückstellvermögen von ZP und VC die Abrasion der Materialien im Kausimulator verringert. Zugleich scheint auch eine große Steifigkeit und Härte bei den Materialien EC und EM geringere Materialverluste zu begünstigen.

## 7.4 Begrenzung durch Versuchsaufbau

Während der Alterung im Kausimulator wurden die Werkstoffe zusätzlich einer thermischen Belastung durch zyklische Bewässerung mit 5°C kaltem und 55°C warmem Wasser ausgesetzt. Neben der Kontrolle der Reibungswärme soll der Thermolastwechsel zu einer zusätzlichen Ermüdung durch die erzeugten Spannungen im Material führen. Dabei wird auch die Situation der Nahrungsaufnahme mit unterschiedlich temperierten Nahrungsmitteln simuliert. Obwohl zahlreiche Studien Thermolastwechsel simulieren, wird keine einheitliche Verweildauer oder Zyklenzahl verwendet [143, 144].

Polymere dentaler Werkstoffe stehen im Verdacht hygroskopische und hydrolytische Effekte zu haben, die ihre mechanischen Eigenschaften, Dimensionsstabilität oder Biokompatibilität und damit ihre Lebensdauer negativ beeinflussen können. Deren Ausmaß ist aber noch weitgehend unbekannt [87]. Durch den Kontakt mit Wasser im Kausimulator könnte also die Höhe der Materialverluste der Kunststoffe zusätzlich beeinflusst und damit verstärkt worden sein. Eine verringerte Stabilität der Kunststoffmaterialien könnte im Vergleich zu den Keramiken die Materialverluste der Kunststoffe überproportional verstärkt haben. Allerdings ist in vielen Studien fraglich, ob Materialfehler in vivo durch thermische Belastungen hervorgerufen wurden [144]. In dieser Studie wurden bei den Materialien mit hohem Kunststoffanteil ZP und VC eher geringere Materialverluste festgestellt. Ein Verstärkungseffekt durch die Thermolastwechsel kann daher eher zurückgewiesen werden. Kunststoffe können durch die Polymerstruktur auch zur Wasseraufnahme und Quellung neigen [4]. Es könnte daher auch eine scheinbare Verringerung der Materialverluste durch Quellung hervorgerufen werden. Da die Materialien nicht in Wasser gelagert wurden, sondern jeweils nur kurz im Wasser lagen, ist anzunehmen, dass nur eine sehr geringe oder kleine Quellung aufgetreten ist.

Trotz der computergestützten Oberflächenerfassung und Berechnung der Materialverluste können verfahrensabhängige Ungenauigkeiten zur Verfälschung der Ergebnisse führen. Einige Schritte beinhalten technisch nicht zu lösende Ungenauigkeiten durch das Erfassungs- und Überlagerungssystem. Zur Oberflächenerfassung müssen die Antagonisten und die Materialoberfläche mit einem Scanspray gleichmäßig und dünn besprüht werden. Das Auftragen von Scanspray bedingt zwangsläufig einen Materialauftrag, den es möglichst gering zu halten gilt. Zu langes Sprühen oder ein veränderter Sprühwinkel kann zu falschen Unebenheiten der Oberfläche oder Sprühfahnen führen und einen zu großen Materialauftrag erzeugen (Abbildung 29-30). Selbst bei gewissenhaftem und dünnem Auftragen ist der Materialauftrag von geschätzten 10 µm nicht zu vermeiden [W. Gloger(†) im Gespräch].



Abbildung 29: Unebenheiten durch Scansprayüberschüsse bei verstopfter Sprühdüse

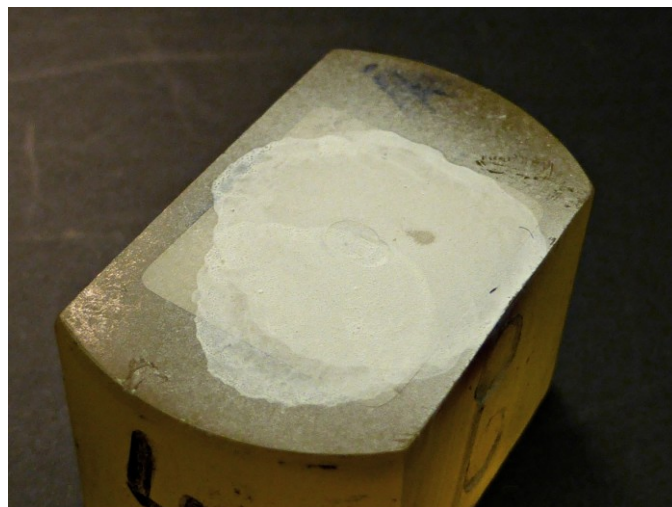


Abbildung 30: Scansprayüberschüsse durch zu geringen Abstand der Sprühdüse

Trotz der Fehlerfaktoren sind Lichtscanner wegen ihrer größeren Effektivität einer mechanischen Oberflächenerfassung überlegen. Zudem sind bei einer mechanischen Profilometrie Fehler durch mechanische Bauteile (zum Beispiel Verwindungsungenauigkeiten) möglich, die das Ergebnis sehr ungenau werden lassen [145]. Auch Koottathape et al. [146] verglichen eine direkte (Kontaktprofilometrie) und eine indirekte (CCD-Mikroskopie) Methode zur Oberflächenerfassung. Demnach sind beide Verfahren geeignet. Die indirekte Oberflächenerfassung ist aber die bevorzugte Vermessungsmethode, da sie relativ einfach, schnell und kontaktfrei ist. Eine Kontaktprofilometrie hingegen birgt die Gefahr, dass sie abhängig von der Nadelgröße und Form die Oberfläche verändert.

Zur Errechnung der Materialverluste der Antagonisten durch die Software Match 3D ist zuvor eine möglichst exakte Überlagerung durch die Definition gleicher Punkte im RB und KB nötig. Bei ungenügender Übereinstimmung der Punkte käme es zu einer falschen Überlagerung und einer Verfälschung der Werte. Erfahrungsgemäß kann erst ab einer Standardabweichung unter 15 die Überlagerung als exakt bezeichnet werden. Eine Bewertung der Genauigkeit ist nur subjektiv durch Betrachtung des Wertes der Standardabweichung zusammen mit dem Differenzbild möglich (Abbildung 31).

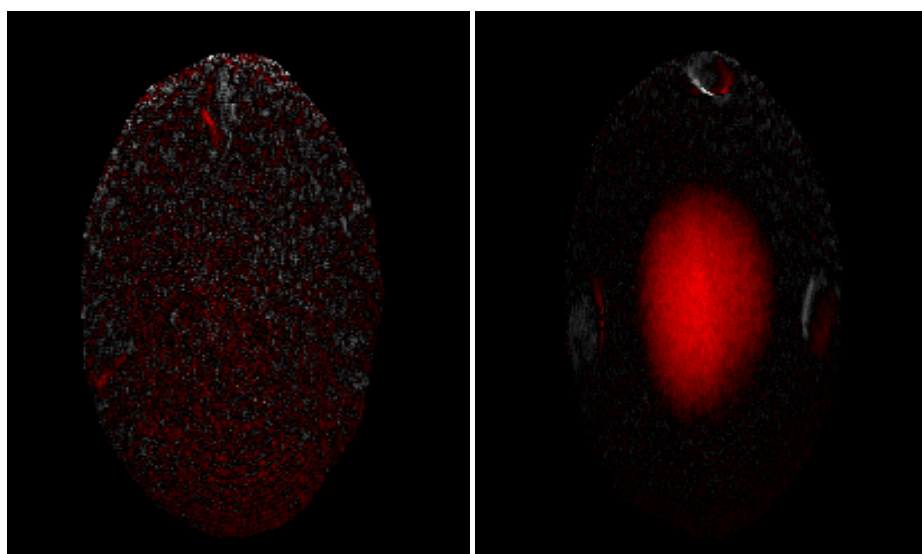


Abbildung 31: unzureichende Überlagerung (links) und korrekte Überlagerung (rechts) im Differenzbild (rot: Materialverlust)



Diese Fehlerquelle im Überlagerungsverfahren ist bei den Materialoberflächen nicht möglich. Da nur ein kleiner Bereich der polierten Ebene durch den Antagonisten abradiert wird, kann die Ebene durch die Software automatisch rekonstruiert werden und als Referenzebene statt des RBs verwendet werden. Die Definition gleicher Punkte ist daher nicht nötig. Die Ergebnisse der Materialoberflächen können daher als genauer betrachtet werden als die der Antagonisten.

Durch eine Erhöhung der Prüfkörperzahl kann der Einfluss der Systemungenauigkeit möglichst gering gehalten werden.

## 7.5 Frakturen

Bei der Leuzitkeramik EC konnten bei zwei Materialplättchen Frakturen festgestellt werden (Abbildung 32). Bei allen anderen Materialien konnten keine Frakturen festgestellt werden.

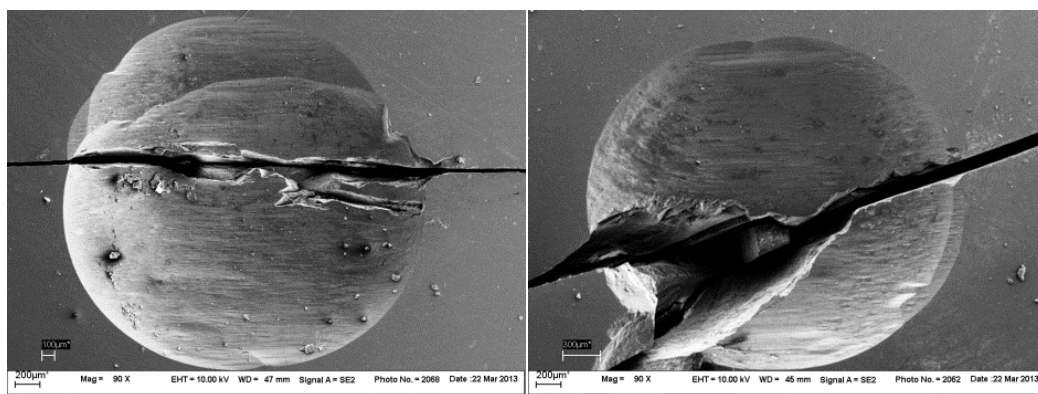


Abbildung 32: Frakturen bei EM (REM, 90-fache Vergrößerung)

Die höhere Frakturanfälligkeit von EC konnte auch von Magne et al. [147] beobachtet werden. Bei einer Untersuchung unterschiedlicher Onlay-Materialien hatte EC nach 185.000 Zyklen mit einer durchschnittlichen Belastung von 900 N eine signifikant niedrigere

Überlebensrate als EM und beide Keramiken zeigten niedrigere Überlebensraten als Komposit (Paradigm MZ100, 3M Deutschland, Neuss, Deutschland). Auch Liu et al. [148] verglichen die Bruchlast von mod-Inlay-Materialien (mesial, occlusal, distal), einer Keramik (EC) und eines Komposits (Paradigm MZ100), bei zwei unterschiedlichen Kavitätendesigns. Bei EC wurden im Vergleich zu Paradigm MZ100 signifikant geringere Bruchlasten gemessen. Die von Mörmann et al. [51] bei LU nach Alterung im Kausimulator im REM beobachteten Mikrorisse konnten in dieser Untersuchung nicht beobachtet werden. Bei ZP wurden hingegen im REM Mikrorisse festgestellt (siehe Tabelle 23). Ein Grund für die Rissbildung könnte sein, dass das relativ weiche Material durch die Lateralbewegung des Antagonisten verschoben wird. Dies könnte die Langzeitüberlebensrate des Materials auch in vivo negativ beeinflussen, da Lateralverschiebungen auch bei Kauvorgängen vorkommen. Solche Risse deuten auf unterschiedliche Adhäsionskräfte zwischen Kompaktationsschicht, Antagonist und Materialuntergrund hin [6].

Bei den Materialien HC und EC konnten im REM Abfrakturierungen beobachtet werden. Derartige Abrasionsspuren könnten auch auf Spallationseffekte durch den Einschlag des Antagonisten hindeuten.

Die Schliffacetten ohne Rissbildung bei VC, EX, VE, EC und EM deuten auf eine erhöhte Widerstandsfähigkeit der Materialien gegen Lateralbewegungen als bei VC.

In einer Studie von Della Bona et al. [119] wurde bei der Analyse von PICNs (VE) im REM auch eine Mikrorissbildung festgestellt. Die Mikrorisse waren bei 20.000-facher Vergrößerung sichtbar. Eine Rissbildung konnte bei dem hier getesteten VE nicht konstatiert werden. Der Grund hierfür könnte entweder in den zu geringen Vergrößerungsstufen bei den REM-Bildern oder in einer vergrößerten Widerstandsfähigkeit des Materials gegen Lateralverschiebung liegen.

Bedingt durch die Verwendung von Stahlantagonisten wurden in dieser Untersuchung Materialrisse nur in den Materialien selbst beobachtet. In Studien mit Schmelzantagonisten gegen Keramikmaterialien (Zirkonoxid und Glaskeramiken) konnten auch eine Rissbildung und Frakturen an den Antagonisten beobachtet werden [80, 131]. Mögliche Ursachen könnten die größere Sprödigkeit des Schmelzes verglichen mit Stahl aber auch Unterschiede im Studiendesign sein, da in diesen Untersuchungen unterschiedliche Arten der Oberflächenveredelung der Materialien beobachtet worden sind.

Zudem konnte von Passos et al. [130] gezeigt werden, dass eine Glacierung rissprotektiv auf Keramikoberflächen wirken kann.

## **7.6 Klinische Übertragbarkeit der Kausimulation**

DeLong et al. [139] verglichen in einer Verschleißuntersuchung zu Komposit (SureFil, Dentsply, Milford, U.S.A.) den Volumenverlust und die maximale Abrasionstiefe von In-vivo-Ergebnissen einer 5-Jahres-Studie mit denen aus einer In-vitro-Abrasionssimulation mit einem Kausimulator (University of Minnesota's Artificial Oral Environment) und stellten eine gute Übereinstimmung der In-vivo- und der In-vitro-Ergebnisse fest. Allerdings lässt sich dadurch nicht auf die klinische Genauigkeit der hier dargestellten Untersuchungsergebnisse schließen, da unterschiedliche Kausimulatoren unterschiedliche Verschleißergebnisse erzeugen [38] und sich der Versuchsaufbau deutlich unterscheidet. Daher ist ein Vergleich der Ergebnisse mit Studien, die in anderen Kausimulatoren durchgeführt worden sind, nur mit Einschränkungen möglich. Vorwiegend ist ein Vergleich zwischen den getesteten Materialien innerhalb dieser Studie möglich.

Auch wenn eine Kausimulation der Versuch ist, in vitro eine möglichst realistische In-vivo-Situation simulieren zu können, bleibt die Vorhersagekraft des tatsächlichen intraoralen Verschleißes begrenzt. Die verschiedenen Verschleißvorgänge sind ein komplexes Zusammenspiel aus verschiedensten Prozessen. In der Realität verursachen viele unterschiedliche Mechanismen wie zum Beispiel Abrasion, Attrition, Adhäsion oder Materialermüdung intraoralen Verschleiß [23, 89, 149]. Auch der Zahnstatus sowie die Form und das Material der Antagonisten haben Einfluss auf Materialverluste [142, 150].

In dieser Arbeit wurde ein Zweikörperabrieb zwischen den verschiedenen Werkstoffen und deren Antagonisten untersucht. Dies simuliert den direkten Zahn-zu-Zahn-Kontakt zum Beispiel beim Kauen, Schlucken, Knirschen oder bei Parafunktionen. Da kein Zwischenmedium im Sinne einer Drei-Körper-Verschleißsimulation verwendet wurde, werden die Vorgänge bei der Nahrungsaufnahme nicht berücksichtigt. Komplexe Kauvorgänge bei der Nahrungsaufnahme stellen vor allem einen Drei-Körper-Verschleiß dar [7]. Mit dieser Untersuchung konnte damit ein Teil der intraoralen Abrasionsvorgänge erfasst werden. Daher lässt sich aus den erzielten Ergebnissen dieser Arbeit nur eingeschränkt der tatsächliche In-vivo-Verschleiß vorhersagen und muss mit klinischen Untersuchungen bestätigt werden.

## 8 Schlussfolgerungen

Innerhalb der Grenzen dieser Untersuchung lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

Bezogen auf die Materialverluste lassen sich signifikante Unterschiede zwischen den Materialien sowie zwischen deren Antagonisten feststellen. Dies gilt sowohl bei den Ergebnissen der Volumenverlustmessungen als auch bei den Ergebnissen der maximalen Verlusttiefe. Durch die Systematik der digitalen Verlustmessung muss den Volumenverlustwerten größere Genauigkeit als den Werten der maximalen Verlusttiefe zugestanden werden. Nach 1.200.000 Zyklen zeigten bei den Volumenverlusten die Materialien CFI-C High-Class Blanc, „experimenteller Nanohybrid-Komposit“, LAVA Ultimate und IPS Empress CAD die höchsten Materialverluste. Die signifikant geringsten Materialverluste wurden bei der Hybridkeramik VITA Enamic festgestellt.

Bei den Antagonisten zeigten die Antagonisten der Materialien High-Class Blanc und VITA Enamic die signifikant größten Materialverluste. Die Antagonisten von „experimenteller Nanohybrid-Komposit“, LAVA Ultimate, IPS Empress CAD und IPS e.max CAD zeigten signifikant niedrigere Materialverluste als die Antagonisten von CFI-C High-Class Blanc und VITA Enamic.

Die PMMA-Kunststoffe ZENOfec Pro Fix und VITA CAD Temp zeigten bei den Materialien und ihren Antagonisten geringere Materialverluste als die Keramiken. Mit Ausnahme von VITA Enamic hatten alle Materialien mit Keramikanteil zwischen 60 % und 100 % höhere Materialverluste als die PMMA-Kunststoffe. Die Höhe des Keramikanteils korrelierte mit den Werten der Härtemessung. Je höher der Keramikanteil, desto größer die  $HM$ ,  $H_{IT}$  und das  $E_{IT}$ . Der PMMA-Kunststoff ZENOfec Pro Fix hatte die geringste und die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max CAD die höchste  $HM$ ,  $H_{IT}$  und das höchste  $E_{IT}$ . Insgesamt kann aus der Höhe des Füllstoffgehalts des Materials nicht auf dessen Abrasionsbeständigkeit geschlossen werden.

## 9 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde die Abrasionsbeständigkeit von acht modernen CAD/CAM-Werkstoffen - eines ungefüllten und eines gefüllten PMMA-Kunststoffes, dreier Komposite und zweier Keramiken sowie einer Hybridkeramik - in einem Kausimulator getestet. Ergänzend folgte eine Härtemessung und eine Oberflächenanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop. Anhand der gewonnen Erkenntnisse sollte zudem überprüft werden, ob aus der Höhe des Füllstoffgehalts im Werkstoff auf die Abrasionsbeständigkeit des Materials geschlossen werden kann, um möglicherweise neue Denkansätze für spätere Studien zu formulieren.

Getestet wurden jeweils 10 Prüfkörper der Materialien ZENO tec Pro Fix (ZP), VITA CAD Temp (VC), CFI-C High-Class Blanc (HC), ein experimenteller Nanohybrid-Komposit (EX), LAVA Ultimate (LU), VITA Enamic (VE), IPS Empress CAD (EC) und IPS e.max CAD (EM). Untersucht wurden sowohl die Materialien sowie deren Antagonisten. Die künstliche Alterung erfolgte in einem Kausimulator (CS-4, SD-Mechatronik) mit zusätzlichem Thermolastwechsel. Zur Materialverlustmessung wurden die Oberflächen der Materialien und deren Antagonisten nach 240.000, 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen mittels eines Laserscanners (Willytec LaserScan 3D Pro, SD-Mechatronik) erfasst und der Materialverlust durch eine Software (Match 3D, W. Gloger(†)) berechnet. Zusätzlich sind bei allen Werkstoffen die Martenshärte (HM), die Eindringhärte ( $H_{IT}$ ) und das Eindringmodul ( $E_{IT}$ ) getestet worden und von je zwei Materialplättchen der getesteten Werkstoffe wurden REM-Aufnahmen in 90- und 250-facher Vergrößerung erstellt.

Es konnte festgestellt werden, dass die Höhe der Materialverluste stark zwischen den Materialien variierte. Nach statistischer Auswertung der gemessenen Ergebnisse war ersichtlich, dass die höchsten Materialverluste die Materialien mit einem Füllkörperanteil

zwischen 14 % und 80 % (HC, EX und LU) hatten. Die signifikant niedrigsten Materialverluste zeigte VE. Bei den Antagonisten der Materialien HC und VE wurden die größten Materialverluste gemessen. Die PMMA-haltigen Kunststoffe ZP und VC zeigten insgesamt geringere Materialverluste als die Keramiken EC und EM.

Der Vergleich der Ergebnisse der Härtemessung mit dem Keramikanteil der Materialien zeigt, dass je höher der Keramikanteil ist, desto höher ist die HM,  $H_{IT}$  und das  $E_{IT}$ .

Bei Auswertung der REM-Aufnahmen waren bei den Materialoberflächen von ZP, HC und EC Mikrorisse und Abfrakturierungen sowie bei VC, EX und VE Schliffacetten erkennbar, die auf eine unterschiedliche Empfindlichkeit der Materialien gegen Lateralverschiebungen durch einen Antagonisten hindeuten. Zusätzlich wurden bei zwei Oberflächen von EC Materialfrakturen beobachtet.

Unter Beachtung der Grenzen des Versuchsaufbaus kann für den klinischen Einsatz die Hybridkeramik VE nur empfohlen werden, wenn die Abrasion des Antagonisten außer Acht gelassen werden kann. Eine maximale Schonung des Antagonisten versprechen die PMMA-Kunststoffe ZP und VC. Einen guten Kompromiss aus geringer eigener Abrasion, Schonung des Antagonisten und großer eigener Härte bietet EM.

## 10 Literaturverzeichnis

- [1] Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*. 2014;93:1232-4.
- [2] Pospiech P. Materialien für die CAD/CAM-Technik: Die Qual der Wahl. *ZMK*. 2014;30(5):250-7.
- [3] Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*. 2014;33:705-10.
- [4] Pott PCE, M.; Stiesch, M. CAD/CAM-Materialien in der Zahnheilkunde – Werkstoffe, Verarbeitung und Biokompatibilität. *DIGITAL\_DENTALNEWS* 2012:12.
- [5] Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*. 2013;32:865-71.
- [6] Dupriez ND, von Koeckritz AK, Kunzelmann KH. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2014.
- [7] DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dental Materials*. 2006;22:702-11.
- [8] Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. *The International Journal of Prosthodontics*. 2004;17:350-6.
- [9] Kootathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ. Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;29:508-16.
- [10] Dahl BL, Carlsson GE, Ekfeldt A. Occlusal wear of teeth and restorative materials. A review of classification, etiology, mechanisms of wear, and some aspects of restorative procedures. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1993;51:299-311.
- [11] Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physio-mechanical characterization of PEEK and current aesthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*. 2015 (accepted).
- [12] Tribologie G-GfT. Arbeitsblatt 7 - Tribologie Definitionen, Begriffe, Prüfung. 2002.
- [13] Zum Gahr KH. Tribologie: Reibung - Verschleiß - Schmierung. *Naturwissenschaften - Institut für Werkstofftechnik, Fachbereich Maschinentechnik der Universität Gießen*. 1985;72:260-7.
- [14] GfT. Gesellschaft für Tribologie - <http://www.gft-ev.de/arbeitsblaetter.htm> (16.04.2014).
- [15] Wikipedia. [https://de.wikipedia.org/wiki/Liste\\_der\\_DIN-Normen#DIN\\_50000.E2.80.9359999](https://de.wikipedia.org/wiki/Liste_der_DIN-Normen#DIN_50000.E2.80.9359999) (25.09.2014).
- [16] Milosevic A. Toothwear: aetiology and presentation. *Dent Update*. 1998;25:6-11.
- [17] Mair LH. Wear in dentistry--current terminology. *Journal of Dentistry*. 1992;20:140-4.
- [18] GfT. Gesellschaft für Tribologie - <http://www.gft-ev.de/tribologie.htm> (16.04.2014).
- [19] Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear?: Overview of existing methods. *Dental Materials*. 2006;22:693-701.
- [20] Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1990;63:342-9.
- [21] Reid CN, Fisher J, Jacobsen PH. Fatigue and wear of dental materials. *Journal of Dentistry*. 1990;18:209-15.
- [22] Mair LH. Understanding wear in dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995). 1999;20:19-22, 4, 6 passim; quiz 32.
- [23] Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry*. 1996;24:141-8.
- [24] Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2012;39:217-25.
- [25] Zhou ZR, Zheng J. Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2008;41:113001.



- 
- [26] Kunzelmann KH. Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Habilitationsschrift. 1996.
- [27] Vann WF, Jr., Barkmeier WW, Mahler DB. Assessing composite resin wear in primary molars: four-year findings. *Journal of Dental Research*. 1988;67:876-9.
- [28] Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clinical Oral Investigations*. 2005;9:215-32.
- [29] Chadwick RG. A review: The assessment of the durability of composite resin restorative materials in vivo. *Clinical Materials*. 1989;4:241-53.
- [30] Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clinical Oral Investigations*. 2005;9:209-14.
- [31] Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *Journal of the American Dental Association*. 2000;131:1472-7.
- [32] Bayne SC, Taylor DF, Dianne Rekow E, Wilder AD, Heymann HO. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. *Dental Materials*. 1994;10:11-8.
- [33] Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD. Correlation of M-L, Leinfelder, and USPHS clinical evaluation techniques for wear. *Dental Materials*. 1990;6:151-3.
- [34] Knibbs PJ. Methods of clinical evaluation of dental restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1997;24:109-23.
- [35] Adams LP, Wilding RJ. Tooth wear measurements using a reflex microscope. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1988;15:605-13.
- [36] Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Özcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials*. 2012;28:961-73.
- [37] Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dental Materials*. 2006;22:689-92.
- [38] Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*. 2006;22:712-34.
- [39] Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*. 2011;27:e10-9.
- [40] Jovanovski V, Lynch E. Analysis of the morphology of oral structures from 3-D co-ordinate data. *Monographs in Oral Science*. 2000;17:73-129.
- [41] Hayasaki H, Martins RP, Gandini LG, Saitoh I, Nonaka K. A new way of analyzing occlusion 3 dimensionally. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;128:128-32.
- [42] Teuffel F. Klinische Verschleißanalyse mittels Lasertriangulation am Beispiel von Visio Gem-Inlays. Dissertation. 2005.
- [43] Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of Dentistry*. 2010;38:182-90.
- [44] Rodriguez JM, Bartlett DW. A comparison of two-dimensional and three-dimensional measurements of wear in a laboratory investigation. *Dental Materials*. 2010;26:e221-5.
- [45] Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of Dental Research*. 1997;76:1799-807.
- [46] Mehl A, Kunzelmann KH, Petschelt A, Hickel R. Highly accurate 3D acquisition with a light sectioning laser sensor. (IADR Abstract 1926). *Journal of Dental Research*. 1993;27:344.
- [47] Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgeräts zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1996;51 (1):23-7.
- [48] Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*. 2007;23:1079-85.
- [49] Ullner C. Die Reihe DIN EN ISO 14577 – Erste weltweit akzeptierte Normen für die instrumentierte Eindringprüfung. Bundesanstalt für Materialforschung und –prüfung, Berlin. 2004;(von [http://www.dgm.de/past/2004/werkstoffpruefung/download/687\\_34.pdf](http://www.dgm.de/past/2004/werkstoffpruefung/download/687_34.pdf)) (14.07.2015).
-

- 
- [50] Moosavi H, Hariri I, Sadr A, Thitthaweerat S, Tagami J. Effects of curing mode and moisture on nanoindentation mechanical properties and bonding of a self-adhesive resin cement to pulp chamber floor. *Dental Materials*. 2013;29:708-17.
- [51] Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;20:113-25.
- [52] Harrison A, Huggett R, Handley RW. A correlation between abrasion resistance and other properties of some acrylic resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1979;13:23-34.
- [53] Abe Y, Sato Y, Taji T, Akagawa Y, Lambrechts P, Vanherle G. An in vitro wear study of posterior denture tooth materials on human enamel. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28:407-12.
- [54] Abe Y, Sato Y, Akagawa Y, Ohkawa S. An in vitro study of high-strength resin posterior denture tooth wear. *The International Journal of Prosthodontics*. 1997;10:28-34.
- [55] Zinelis S, Al Jabbari YS, Gaintantzopoulou M, Eliades G, Eliades T. Mechanical properties of orthodontic wires derived by instrumented indentation testing (IIT) according to ISO 14577. *Progress in Orthodontics*. 2015;16:91.
- [56] Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dental Materials Journal*. 2010;29:188-92.
- [57] Universitätsklinikum Ulm (Website): Die Anfänge des dentalen CAD/CAM (<http://www.uniklinik-ulm.de/struktur/kliniken/zahn-mund-und-kieferheilkunde/computerzaehne/home/cadcam-die-anfaenge.html>). (05.07.2014).
- [58] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*. 2009;28:44-56.
- [59] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204:505-11.
- [60] Harsono M, Simon JF, Stein JM, Kugel G. Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Texas Dental Journal*. 2013;130:238-44.
- [61] Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2010;141 Suppl 2:5S-9S.
- [62] Johnson P. Next-Generation Materials. *Inside Dental Technology*. 2012;3.
- [63] Schweiger J, Beuer F. Hochleistungskunststoffe für die CAD/CAM-Fertigung. *DIGITAL\_DENTALNEWS*. 2008;8.
- [64] Fasbinder DJ. Materials for Chairside CAD/CAM Restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2010;31.
- [65] Maier B. Hochleistungspolymere – Werkstoffe mit Potenzial Teil 2 (<http://www.ztm-aktuell.de/technik/cadcam/story/hochleistungspolymere-werkstoffe-mit-potenzial-teil-2.html>) (05.07.2014). *Das internationale Zahntechnik Magazin*. 2011.
- [66] Maier B. Hochleistungspolymere – Werkstoffe mit Potenzial Teil 1 (<http://www.ztm-aktuell.de/technik/cadcam/story/hochleistungspolymere-werkstoffe-mit-potenzial-teil-1.html>) (06.07.2011). *Das internationale Zahntechnik Magazin*. 2011.
- [67] Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*. 2005;15:629-39.
- [68] Helvey G. The Expansion of Millable Materials. *Inside Dental Technology*. 2014;5:58-62.
- [69] Schopel M, Jockers KF, Duppe PM, Autzen J, Potheraveedu VN, Ince S, Yip KT, Heumann R, Herrmann C, Scherkenbeck J, Stoll R. Bisphenol A binds to Ras proteins and competes with guanine nucleotide exchange: implications for GTPase-selective antagonists. *Journal of Medicinal Chemistry*. 2013;56:9664-72.
- [70] Langie SA, Koppen G, Desaulniers D, Al-Mulla F, Al-Temaimi R, Amedei A, Azqueta A, Bisson WH, Brown D, Brunborg G, Charles AK, Chen T, Colacci A, Darroudi F, Forte S,
-

- Gonzalez L, Hamid RA, Knudsen LE, Leyns L, Lopez de Cerain Salsamendi A, Memeo L, Mondello C, Mothersill C, Olsen AK, Pavanello S, Raju J, Rojas E, Roy R, Ryan E, Ostrosky-Wegman P, Salem HK, Scovassi I, Singh N, Vaccari M, Van Schooten FJ, Valverde M, Woodrick J, Zhang L, van Larebeke N, Kirsch-Volders M, Collins AR. Causes of genome instability: the effect of low dose chemical exposures in modern society. *Carcinogenesis*. 2015;36 Suppl 1:S61-88.
- [71] Rahman MS, Kwon WS, Lee JS, Yoon SJ, Ryu BY, Pang MG. Bisphenol-A affects male fertility via fertility-related proteins in spermatozoa. *Scientific Reports*. 2015;5:9169.
- [72] Jedeon K, De la Dure-Molla M, Brookes SJ, Loiodice S, Marciano C, Kirkham J, Canivenc-Lavier MC, Boudalia S, Berges R, Harada H, Berdal A, Babajko S. Enamel defects reflect perinatal exposure to bisphenol A. *The American Journal of Pathology*. 2013;183:108-18.
- [73] Jedeon K, Marciano C, Loiodice S, Boudalia S, Canivenc Lavier MC, Berdal A, Babajko S. Enamel hypomineralization due to endocrine disruptors. *Connective Tissue Research*. 2014;55 Suppl 1:43-7.
- [74] Wikipedia. PMMA-chain;  
<https://de.wikipedia.org/wiki/Polymethylmethacrylat#mediaviewer/Datei:PMMA-chain.png>  
(05.07.2014).
- [75] Perry RD, Magnuson B. Provisional materials: key components of interim fixed restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995). 2012;33:59-60, 2.
- [76] Kurbad A. CAD/CAM-based Polymer Provisionals as Treatment Adjuncts. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2013;16:327 - 46.
- [77] Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence International* (Berlin, Germany : 1985). 2012;43:457-67.
- [78] Huettig F, Prutscher A, Goldammer C, Kreutzer CA, Weber H. First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries. *Clinical Oral Investigations*. 2015.
- [79] Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015.
- [80] Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hammerle CHF. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109:325-32.
- [81] Karaokutan I, Sayin G, Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015;7:27-31.
- [82] Dogan DO, Ozguven Y, Karakus G, Sahin O, Polat NT, Yucel B, Dogan M. The effects of therapeutic x-ray doses on mechanical, chemical and physical properties of poly methyl methacrylate. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71:45-9.
- [83] Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dental Materials*. 2011;27:29-38.
- [84] Klapdohr S, Moszner N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites. *Monatshefte für Chemie / Chemical Monthly*. 2005;136:21-45.
- [85] Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*. 1997;105:97-116.
- [86] Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. *Journal of the California Dental Association*. 2009;37:389-98.
- [87] Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. 2006;22:211-22.
- [88] Lawson NC, Burgess JO. Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials*. 2014.
- [89] Lim BS, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dental Materials*. 2002;18:1-11.
- [90] Ruddell DE, Maloney MM, Thompson JY. Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dental Materials*. 2002;18:72-80.



- 
- [113] Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112:1151-5.
- [114] Hamburger JT, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Huysmans MC. Indirect restorations for severe tooth wear: fracture risk and layer thickness. *Journal of Dentistry*. 2014;42:413-8.
- [115] Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015.
- [116] Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*. 2013;29:419-26.
- [117] He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials*. 2011;27:527-34.
- [118] VITA-Zahnfabrik. VITA ENAMIC® Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation Stand 10.12 [https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/dateien/c/cc0/cc0c01/Prospekte/VITA\\_1914D\\_ENAMIC\\_PS\\_DE\\_V01.pdf](https://www.vita-zahnfabrik.com/datei.php?src=portal/sap/dateien/c/cc0/cc0c01/Prospekte/VITA_1914D_ENAMIC_PS_DE_V01.pdf) (27.07.2014). 2012.
- [119] Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*. 2014;30:564-9.
- [120] de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114:59-66.
- [121] Peampring C. Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming: a clinical report. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;6:423-6.
- [122] Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Kramer N, Reich S, Braun A, Roggendorf M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2015;18:9-20.
- [123] Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2014;16:531-40.
- [124] Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*. 2015.
- [125] DEUTSCHE EDELSTAHLWERKE GMBH. Datenblatt: Nichtrostender austenitischer Stahl 1.4301 X5CrNi18-10 (Materialdatenblatt zu Antagonisten; Zur Verfügung gestellt SD Mechatronik, Feldkirchen-Westernham, Deutschland).
- [126] VITA-Zahnfabrik. VITA CAD-Temp®monoColor/multiColor for inLab® - Verarbeitungsanleitung. 2011.
- [127] Wieland-Dental. Zenotec Materials - Brochüre (deutsch). 20.02.2013.
- [128] Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112:649-57.
- [129] Heintze SD, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials*. 2006;22:166-75.
- [130] Passos SP, de Freitas AP, Iorgovan G, Rizkalla AS, Santos MJ, Santos Junior GC. Enamel wear opposing different surface conditions of different CAD/CAM ceramics. *Quintessence International*. 2013;44:743-51.
- [131] Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71:102-12.
- [132] Kyoizumi H, Yamada J, Suzuki T, Kanehira M, Finger WJ, Sasaki K. Effects of Toothbrush Hardness on in vitro Wear and Roughness of Composite Resins. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2013;14:1137-44.
- [133] Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dental Materials*. 2012;28:909-18.
-

- [134] Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2012;10:13-22.
- [135] Reinders J, Sonntag R, Heisel C, Reiner T, Vot L, Kretzer JP. Wear performance of ceramic-on-metal hip bearings. *PLoS One*. 2013;8:e73252.
- [136] Cao L, Zhao X, Gong X, Zhao S. An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*. 2013;6:423-30.
- [137] Theocharopoulos A, Chen X, Hill R, Cattell MJ. Reduced wear of enamel with novel fine and nano-scale leucite glass-ceramics. *Journal of Dentistry*. 2013;41:561-8.
- [138] Finlay N, Hahnel S, Dowling AH, Fleming GJ. The in vitro wear behavior of experimental resin-based composites derived from a commercial formulation. *Dental Materials*. 2013;29:365-74.
- [139] DeLong R, Pintado MR, Douglas WH, Fok AS, Wilder AD, Jr., Swift EJ, Jr., Bayne SC. Wear of a dental composite in an artificial oral environment: A clinical correlation. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2012;100:2297-306.
- [140] Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ. Two- and three-body wear of composite resins. *Dental Materials*. 2012;28:1261-70.
- [141] D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Pirani M, Vadini M, Gattone M, De Angelis F. Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Oper Dent*. 2014;39:612-8.
- [142] Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials*. 2008;24:433-49.
- [143] Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014;29:295-308.
- [144] Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*. 1999;27:89-99.
- [145] Pelka M, Krämer N, Kunzelmann KH. Meßfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1995;50:725-8.
- [146] Koottathape N, Takahashi H, Finger W, Kanehira M, Iwasaki N, Aoyagi Y. Quantification of in vitro produced wear sites on composite resins using contact profilometry and CCD microscopy: a methodological investigation. *Journal of Medical and Dental Sciences*. 2012;59:53-6.
- [147] Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104:149-57.
- [148] Liu X, Fok A, Li H. Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dental Materials*. 2014;30:327-33.
- [149] Goovaerts K, Lambrechts P, De Munck J, Bergmans L, Van Meerbeek B. Composite Dental Materials: Wear. In: Editors-in-Chief: KHJB, Robert WC, Merton CF, Bernard I, Edward JK, Subhash M, et al., editors. *Encyclopedia of Materials: Science and Technology* (Second Edition). Oxford: Elsevier; 2002. p. 1-8.
- [150] Stober T, Geiger A, Rues S, Dreyhaupt J, Rammelsberg P, Ohlmann B. Factors affecting wear of composite resin denture teeth--24-month results from a clinical study. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16:413-20.

## 11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt PD Dr. rer. hum. biol. habil. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, MSc für die Überlassung des Themas, die hilfreiche Unterstützung bei der Erstellung der Statistiken sowie die ständige Beratung und Korrektur während des Verfassens der Dissertation.

Weiterer Dank gilt der Zahntechnikerin Marlis Eichberger für die Unterstützung und Betreuung bei der Prüfkörperherstellung und allen Arbeiten im Forschungslabor.

Herrn Dr. rer. hum. biol. Kurt Erdelt danke ich für die Einweisung in die Bedienung und Überwachung des Kausimulators und des Laserscanners.

Frau MTA Gisela Dachs gilt mein Dank für die geduldige Erstellung und Beratung bei den Rasterelektronenmikroskopaufnahmen.

Außerdem möchte ich Herrn Wolfram Gloger(†) für die Hilfe bei allen Fragen zur Scansoftware und den Formeln zur Berechnung der Verlustmessungen danken.

Frau Malgorzata Roos, PhD gilt mein Dank für die Beratung und Unterstützung bei der statistischen Auswertung und der Erstellung der Statistiken der Dissertation.

Zuletzt danke ich meiner Familie für die Hilfe, den Zuspruch und die Unterstützung während meines Studiums. Und dafür, dass sie mir während des Verfassens meiner Dissertation allzeit mit Rat und Tat motivierend zur Seite stand.

---

## **Eidesstattliche Versicherung**

Schmeißer, Johannes Klaus Lothar

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

### **Abrasionsbeständigkeit verschiedener CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe bei künstlicher Alterung in einem Kausimulator**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Fembach, 19.08.2016

---

Ort, Datum

---

Unterschrift